med. 336

Aus der Universitäts-Augenklinik Hamburg-Eppendorf
Direktor: Prof. Dr. med. H. Sautter

Einfluß des Rigiditätskoeffizienten auf die Eichung der Dynamometer nach MÜLLER und MIKUNI am lebenden menschlichen Auge.

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

vorgelegt von
Inge Beisker
aus Hamburg

Hamburg 1962

Aus der Universitäts-Augenklinik Hamburg-Eppendorf
Direktor: Prof. Dr. med. H. Sautter

Einfluß des Rigiditätskoeffizienten auf die Eichung der Dynamometer nach MÜLLER und MIKUNI am lebenden menschlichen Auge.

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

vorgelegt von
Inge Beisker
aus Hamburg

Hamburg 1962

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Angenommen von der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg
am: 20. 11. 1962

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

Dekan: Professor Dr. Dr. R. Janzen
Referent: Professor Dr. H. Gauster
Korreferent: ./.

Inhaltsverzeichnis

Seite

A. Einleitung 1
Überblick über die Dynamometrie unter folgenden Gesichtspunkten 1
I. Praktische Bedeutung der Dynamometrie.... 1
II. Verschiedene Methoden der Blutdruckmessung an den Netzhautarterien 3
III. Fehlerquellen der Dynamometrie 13

B. Eigene Untersuchungen 17
I. Problemstellung 17
II. Methodik 24
1. Dynamometrie 24
a) Das Dynamometer von MÜLLER, BRÜNING u. SOHR 24
b) Das Dynamometer von MIKUNI u. YONEYAMA 25
c) Bestimmung des Netzhautarteriendruckes 27
2. Bestimmung des Rigiditätskoeffizienten 3o
3. Auswertung 31
4. Statistik 33
III. Ergebnisse 34
1. Bestimmung der Fehlerbreite des MÜLLER-Dynamometers 34
2. Bestimmung der Fehlerbreite des MIKUNI-Dynamometers 35
3. Einfluß des Rigiditätskoeffizienten auf die Eichung des MÜLLER- und MIKUNI-Dynamometers am lebenden menschlichen Auge 37

4. Aufstellung einer Eichtabelle für das MÜLLER- bzw. das MIKUNI-Dynamometer und Vergleich mit der Eichtabelle von MÜLLER et al. (1937) bzw. von MIKUNI u. YONEYAMA (1960) 43

5. Einfluß des durch den Druck des Dynamometers hervorgerufenen Massageeffektes auf die Meßergebnisse 49

6. Einfluß der neuen Eichkurve für das MÜLLER-Dynamometer auf das Verhältnis zwischen Netzhautarteriendruck und Oberarmblutdruck 51

C. Diskussion 52

Zusammenfassung 57

Literaturverzeichnis 59

A. Einleitung

I. Praktische Bedeutung der Dynamometrie

Nach Entdeckung der Netzhautvenenpulsationen durch van TRIGT (1853) und COCCIUS (1853) und des arteriellen Pulses durch JÄGER (1854) gelang es COCCIUS (1853), den Venen-, und v. GRAEFE (1854), den Arterienpuls durch digitalen Druck auf das Auge hervorzurufen.

Mit der Entwicklung des "Ophthalmodynamometers" durch BAILLIART (1917) hoffte man, ein Instrument gefunden zu haben, mit dessen Hilfe man etwas Genaueres über die Zirkulationsverhältnisse im Bereiche des Gehirns und des Auges erfahren könnte.

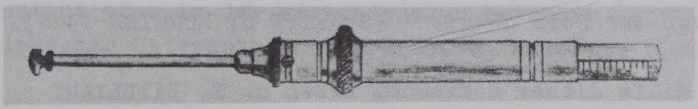


Bild 1: Dynamometer nach BAILLIART

Die Mehrzahl der Autoren (DUKE-ELDER 1926, SEIDEL 1925, FRIEDENWALD 1934, GOLDMANN 1954a, WEIGELIN 1956, LOBSTEIN u. NORDMANN 1959) glaubt heute, dass man den Blutdruck in der Arteria ophthalmica mißt und daher keine direkte Auskunft über die Zirkulationsverhältnisse bei retinalen Erkrankungen erhält (WEIGELIN 1956, 1959).

Durch vergleichende Untersuchungen mit anderen

Methoden - mit der Arteriographie oder Operation, z.B. bei Verschlüssen der Arteria carotis interna (LOBSTEIN u. NORDMANN 1959), mit der gasanalytischen Methode nach KETY und SCHMIDT (1948) (NIESEL u. ISMIRIDIS 1955), durch direkte Vergleichsuntersuchungen zwischen blutig gemessenem Carotisblutdruck und Blutdruck in der Arteria ophthalmica (LOBSTEIN et al. 1953) - wurde bestätigt, dass die Dynamometrie zur Beurteilung des intrakraniellen Kreislaufes herangezogen werden kann (WEIGELIN 1957).

Nach WEIGELIN (1948) ist der Netzhautarteriendruck von grosser Bedeutung für die Diagnose von Kreislaufstörungen, wenn die Beziehung zwischen NAD und allgemeinem Blutdruck bekannt ist. Man spricht von Konkordanz, wenn das Verhältnis von NAD zu BrAD dem zu erwartenden entspricht, von Diskordanz, wenn es von der Norm abweicht (STREIFF u. MONNIER 1946).

Mit Hilfe dieser Beziehung haben z. B. BAILLIART 1923, STREIFF u. MONNIER 1946, WEIGELIN u. Mitarbeiter (WEIGELIN 195o a/b, 1954, 1956, 1957, 1959; WEIGELIN u. MÜLLER 1951; WEIGELIN et al. 196o) versucht, z.T. unter Hinzuziehung von Belastungsproben, über die praktische Bedeutung der Dynamometrie einige Aufschlüsse zu geben.

REMKY (195o, 1951 a/b, 1953/54) dagegen lehnt eine Beziehung zwischen NAD und BrAD ab und setzt an die Stelle der absoluten Messung des NAD vergleichende Messungen, wobei er den Druck in der Zentralarterie in sitzender und liegender Stellung des Patienten untersucht. Aus den verschiedenen Werten diagnostiziert er nach bestimmten Formeln Regulations- und

Funktionsstörungen der Zentralarterie, aus deren Verhalten er Rückschlüsse auf die Gehirngefäße zieht.

Trotz vieler Bemühungen ist es bis jetzt noch nicht gelungen, eine eindeutige Differentialdiagnose anhand der dynamometrischen Ergebnisse zwischen den einzelnen Krankheitsbildern zu stellen. Darauf weisen schon STREIFF u. MONNIER (1946) in ihrer ausführlichen Arbeit über das Verhalten des NAD bei Erkrankungen der Augen, der Nase und des Mundes, des Nervensystems und bei Allgemeinerkrankungen hin. Nach WEIGELIN (1954) ist es jedoch möglich, bei einigen Erkrankungen die mit ihnen einhergehenden Kreislaufstörungen zu diagnostizieren. Der Grund für dieses Versagen der Dynamometrie liegt nach NIESEL (1948) entweder darin, dass kein kausaler Zusammenhang zwischen Krankheit und NAD besteht oder in der verschiedenen Methodik der einzelnen Untersucher (FREUSBERG u. WEIGELIN 1948).

II. Verschiedene Methoden der Blutdruckmessung an den Netzhautarterien

Es haben sich zwei Methoden der Ophthalmodynamometrie entwickelt; die eine arbeitet, wie BAILLIART (1917), mit Impression, die andere, wie KUKAN (1936), mit negativem Druck.

Das BAILLIART'sche Prinzip besteht darin, den Augeninnendruck nach Messung des Anfangsdruckes mit dem SCHIÖTZ-Tonometer bis zum Auftreten der Pulsphänomene zu erhöhen. Der dann erzielte Augeninnendruck entspricht dem jeweiligen Blutdruck in

den Netzhautgefäßen.

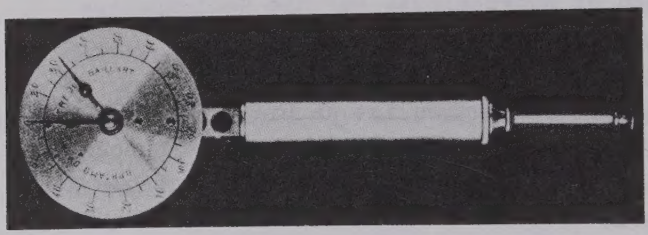


Bild 2: Dynamometer nach BAILLIART mit runder Skala

Das BAILLIART'sche Ophthalmodynamometer (Bild 1 u. 2) arbeitet mit Federdruck. Es besteht aus einem Stempel, der in einer Hülse gleitet und eine in dieser Hülse befindliche Feder zusammendrückt. Der Federdruck, der bei Betätigung des Apparates auf den Stempel wirkt, kann am Dynamometer in Gramm abgelesen werden, bei einem neueren Modell an einer Skala (Bild 2). Die Umrechnung in mm Hg Augeninnendruck erfolgt nach experimentell gewonnenen Eichtabellen (BAILLIART 1917, MAGITOT u. BAILLIART 1919).

Bei Anwendung dieses Ophthalmodynamometers haben die einzelnen Autoren sehr verschiedene Werte für den normalen NAD gewonnen (Tab.I).

Normale NAD bestimmt mit dem Ophtalmodynamometer von BAILLIART (Tab.I, nach KOCH 1945)

Name des Untersuchers	Netzhautarteriendruck in mm Hg diast.	systol.
1917 Bailliart	27-3o	5o-7o
1919 Magitot u. Bailliart	3o-35	5o-7o
192o Velter	35	6o-65
192o Duverger u. Barré	5o-6o	8o-1oo
1921 Magitot u. Bailliart	3o-35	7o-8o
1921 Vossius		7o
1921 Gaudissart	3o-35	7o-8o
1922 Salvati	32-5o	6o-7o
1925 Stasinski	3o-35	67-7o
1925 Lebensohn	3o-35	65-75
1925 Vita	3o-35	7o-75
1925 Monjukova	35	7o
1926 Baurmann	49,7-54,9	
1926 Rasvan	3o-35	65-7o
1926 Lida, Adrogué	4o-5o	8o-1oo
1926 Samojloff	35	8o-85
1927 Schiötz	5o-56	7o-8o
1927 Abramowicz	45-55	7o-9o
1927 Kalt	35	77
1927 Serr	3o-35	5o-7o
1928 Berens,Smith u.Cornwall	18-48	36-88
1928 Salvati	32-5o	6o-7o
1931 Vancea	25-42	58-77
1931 Espildora	4o	8o
1932 Guiral	3o-35	7o-8o
1932 Venco	4o-45	7o-77
1933 Fritz	25-45	6o-13o
1936 Sobanski	4o-56	68-88
1936 Yanes	35-45	75-9o
1937 Bailliart	3o-35	5o-8o
1937 Bengisu	23-55	
1937 Horniker	3o-4o	
1941 Koch	2o-41	
1939 Constantine	22-72	65-112

Da mit dem BAILLIART'schen Federdruckdynaometer die ersten Ausschläge erst bei einem Druck von 15 g

auftreten, konstruierte SOBANSKI (1936) ein sonst ähnlich gebautes Instrument mit niedrigerer Federspannung und einer Arretierungsvorrichtung (Bild 3).

Bild 3: Dynamometer nach SOBANSKI

Das Dynamometer von MÜLLER, BRÜNING u. SOHR (1938) versucht die Vorteile des Dynamometers von BAILLIART u. SOBANSKI in sich zu vereinigen. Die Verstellbarkeit der Federspannung wird von SOBANSKI übernommen und die von Apparat zu Apparat etwas verschiedene Reibung des SOBANSKI'schen Dynamometers durch Führung des Stempels über 2 Rollen überwunden.

SPINELLI (1934) benutzt anstatt der Spiralfeder von BAILLIART eine in doppeltem Bogen nach Art einer Armbrust gespannte Bandfeder, die weniger auf Temperaturschwankungen reagieren soll.

Die unvermeidbare Wanderung der Nullpunkteinstellung bei Verwendung von Federn versucht KEIL (1937), durch sein mit Gewichtsdruck und Arretierungsvorrichtung arbeitendes Dynamometer auszuschalten (Bild 4).

Dieser Nachteil der Federdruckdynamometer wird auch durch das Kompressionsdynamometer von UYEMURA

u. SUGANUMA (1936) vermieden, deren Apparat aus einem zylindrischen Glasrohr und einem darin luftdicht eingesetzten Zylinder aus Metall mit einem Stempel besteht. Die Höhe des Dynamometerdruckes wird an einem damit verbundenen Wassermanometer abgelesen. Ein weiterer Vorteil dieses Dynamometers soll in dem Stützapparat bestehen, der dazu dient, die Druckrichtung des Dynamometers gegen den Bulbus richtig zu halten (Bild 5).

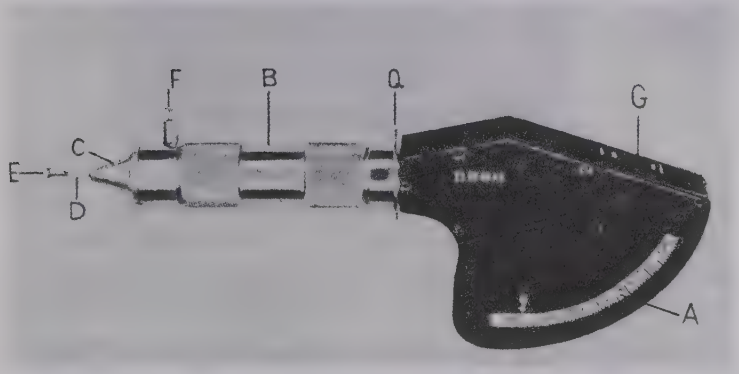


Bild 4: Dynamometer nach KEIL

A: Pendelnd aufgehängte Skala
B: röhrenförmiger Fortsatz, der in dem runden Handgriff (B) auf Kugellagern gleitet
C: zugespitztes Ende des Ansatzes
D: Stift mit E Druckplatte
F: Druckknopf
G: Schlitz, der erlaubt, das Pendelgewicht auf dem Zeigerarm zwecks Einstellung zweier verschiedener Meßbereiche zu verschieben

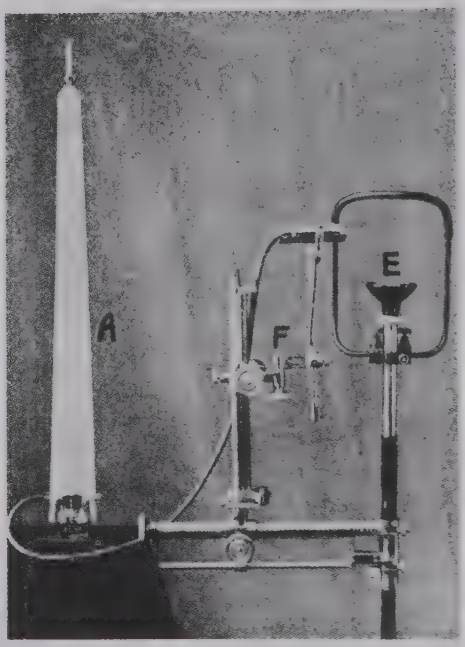


Bild 5: Dynamometer nach UYEMURA - SUGANUMA

Alle bis jetzt genannten Apparate sind auf Eichtabellen angewiesen, um die g-Werte in mm Hg Augeninnendruck umzurechnen. Die Dynamometer von BAURMANN (1929, 193o, 1951) und BLIEDUNG (1924) sind dagegen von einer Umrechnungstabelle unabhängig.

Bild 6: Angiotonometer nach BAURMANN

Bei dem Angiotonometer nach BAURMANN wird, nach Einstellung des im Bulbus herrschenden Druckes im Ballon, ein mit einem Manometer in Verbindung stehender flüssigkeitsgefüllter Ballon gegen den Bulbus gepresst. Beim Andrücken an das Auge soll der im Bulbus vorhandene Druck dem im Ballon bestehenden gleich sein. Untersuchungen von NIESEL u. LEONARDI (1955 b) haben gezeigt, dass auftretende Fehler wesentlich geringer sind als bei Anwendung des MÜLLER-Dynamometers, mit dem jedoch mehr pathologische Fälle festgestellt werden (gilt nur für die von ihnen angewandte Methode der Beurteilung). Nach WEIGELIN (1959) lässt sich das Angiotonometer noch nicht für hohe Drucke verwenden (Bild 6).

BLIEDUNGs Apparat (1924) besteht aus einer an den Orbitalrand luftdicht anschliessenden zylindrischen Kapsel, die nach vorn durch eine Glasscheibe abgeschlossen ist, mit einem Manometer in Verbindung steht und durch ein Gebläse unter Druck gehalten werden kann. Den intraokularen Druck erhält man durch Addition von Anfangsdruck (SCHIÖTZ) und dem in der Kapsel herrschenden Luftdruck (Bild 7).

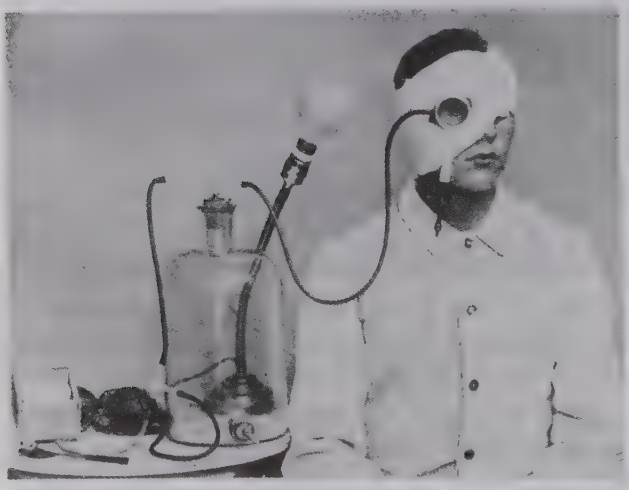


Bild 7: Dynamometer nach BLIEDUNG

KEIL (1937), UYEMURA u. SUGANUMA (1936) halten diese Methode für zu umständlich. Ausserdem soll man zu hohe Werte erhalten, weil im Gegensatz zu den anderen Instrumenten der ganze Orbitalinhalt unter Druck gesetzt wird (GOLDMANN 1954a).

Als Nachteile der BAILLIART'schen Überdruck-Methode sind in der Literatur erwähnt:

1. Schmerzhaftigkeit trotz Kokainanwendung, Entstehung eines Hornhautastigmatismus durch die Bulbusdeformierung (BLIEDUNG 1924).

2. Möglichkeit der falschen Druckrichtung (UYEMURA u. SUGANUMA 1936, LINKSZ 1942).

3. Auftreten einer Blutstauung, so dass zu hohe Blutdruckwerte gemessen werden (KUKAN 1936).

Zur Vermeidung dieses Stauungsfehlers konstruierte KUKAN (1936) ein Instrument, das den intraokularen Druck durch Ansaugung an einer umschriebenen Stelle des Augapfels mit Hilfe eines Saugnapfes bis zum Auftreten der gewünschten Gefäßerscheinungen steigert, also mit negativem Druck arbeitet (Bild 8).

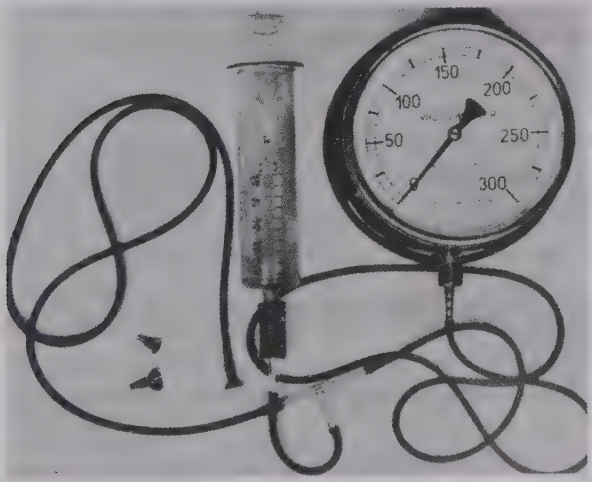


Bild 8: Dynamometer nach KUKAN

Durch Deformierung der Augenhüllen kommt es bei dieser Methode zu einer Volumenabnahme und infolgedessen zu einer intraokularen Drucksteigerung.

Der KUKAN-Apparat besteht aus Saugnapf, Vakuummeter, einer negativen Druck erzeugenden Spritze und dieses miteinander verbindenden Gummischläuchen.

LINKSZ (1942) modifizierte den KUKAN-Apparat so, dass die Spritze parallel dem Griff des elektrischen Augenspiegels angebracht wird, und der Beobachter gleichzeitig ophthalmoskopieren und den Augendruck durch Ansaugen erhöhen kann.

MIKUNI u. YONEYAMA (196o) verwenden statt des Membranvakuummeters von KUKAN ein ihrer Meinung nach zuverlässigeres Hg-Manometer mit 2 mm Hg-Einteilung, das 0-600 mm Hg mißt.

Mit Hilfe dieser grossen Anzahl von Apparaten sind sehr unterschiedliche Werte für den normalen NAD gemessen worden (Tab. II).

Tabelle II
Normale Netzhautarteriendruckwerte mit verschiedenen Methoden bestimmt

Jahr	Name des Untersuchers	Methode	Netzhautarteriendruck in mm Hg	
			diast.	syst.
1917	Bailliart	eigen	25-3o	5o-7o
1924	Bliedung	"	55-98	96-165
193o	Baurmann	"	36	
1934	Spinelli	"	36-48	
1934	Uyemura-Suganuma	"	36,4	56,5
1936	Sobanski	"	45	75
1936	Kukan	"	42,3	
1937	Keil	"	35-4o	65-75
1937	Müller et al.	"	36-4o	
1941	Linksz	"	39-46,5	65-75
1943	Gutmann	"	49,3-49,5	59-62,2
196o	Mikuni-Yoneyama	"	31-46	72-87

III. Fehlerquellen der Dynamometrie

Auf Grund der grossen Streuungsbreite der Blutdruckwerte haben viele Autoren versucht, Fehlerquellen aus ihren Messungen auszuschalten. Eine Zusammenstellung dieser Fehlermöglichkeiten geschah durch FREUSBERG u. WEIGELIN (1948) und BACHSTETZ(1954).

Solche Fehlerquellen sind:

1. psychische Aufregung des Patienten (FREUSBERG u. WEIGELIN 1948, SEIDEL 1924, SERR 1929, 1938). Nach FREUSBERG u. WEIGELIN liegen die ersten am Patienten gewonnenen Werte fast immer zu hoch.

2. Verschiedenheit des NAD beim liegenden und sitzenden Patienten. Nach WEIGELIN u. NIESEL (1950) kommt es zu einem Anstieg des NAD bei völliger Flachlagerung des Patienten.

3. Stauungsfehler. SEIDEL (1925) beobachtete, dass der Druck erheblich niedriger ist, wenn man den Kompressionsdruck schneller ansteigen lässt. SERR (1927) konnte bei verschiedenem Vorgehen an demselben Auge Unterschiede bis zu 30 mm Hg feststellen.
   Im Gegensatz dazu lehnen RINTELEN (1937), BAURMANN (1927) u. FREUSBERG u. WEIGELIN (1948) den Fehler durch verschieden schnelles Dynamometrieren ab.

4. Falsches Aufsetzen des Dynamometers (FREUSBERG u. WEIGELIN 1948).

5. Verschiedene Auffassung der Autoren über den Eintritt der Systole und Diastole (SERR 1927,

1929, LAUBER 1936, BAURMANN 1927, FREUSBERG u. WEIGELIN 1948, NIESEL 1948)(s.Tab.III).

6. Drucksenkung infolge Massagewirkung (WEIGELIN u. FREUSBERG 1948, MAGITOT 1922).

7. Ungenaue Beobachtung der Gefäße auf der Papille (WEIGELIN u. FREUSBERG 1948).

8. Verschiedene Messung des Oberarmblutdruckes (GOLDMANN 1954a).

9. Verschiedene Meinung der Autoren über die Auswertung der Ergebnisse:
   a) Beziehung zwischen NAD u. BrAD:
   BALLIART (1923) und seine Schüler nehmen an, dass die Beziehung NAD zu BrAD bei jeder Blutdruckhöhe in einem konstanten Verhältnis zueinander stehe, nämlich o,45 : 1 beim diastolischen und o,54 : 1 beim systolischen Blutdruck. Andere Untersucher wie STREIFF u. MONNIER (1946) glauben, dass die Durchblutung des Auges dann normal sei, wenn der zur Auslösung des diastolischen Gefäßphänomens notwendige g-Stempeldruck gleich der Hälfte des diastolischen BrAD sei:

$$\text{diast. NAD in g} = \frac{\text{diast. BrAD in mm Hg}}{2} \pm 7 \text{ g}$$

WEIGELINs u. FREUSBERGs Untersuchungen 195o ergeben jedoch, dass eine Vergleichbarkeit von g-Stempeldruck und mm Hg, bes. bei Hypertonikern nicht möglich ist. WEIGELIN (1948) stellte fest, dass die Beziehung NAD zu BrAD von der Höhe des intraokularen Druckes und des Oberarmblutdruckes abhängig sei.

$NADm = o,47\ (BrADm - JOD) + JOD \pm 6$ mm Hg

Weitere Beziehungen zwischen NAD und BrAD anderer Autoren sind aus Tabelle IV ersichtlich.

b) Umrechnung der g-Stempeldruckwerte in mm Hg Augeninnendruck mit unterschiedlichen Eichkurven. WEIGELIN u. FREUSBERG (195o) kamen durch Vergleich der Eichkurven von MÜLLER et al., HASEBE, BAILLIART, MAGITOT u. UYEMURA-SUGANUMA zu dem Schluß, daß ein Vergleich von Ergebnissen, die mit Hilfe verschiedener Eichmethoden gewonnen werden, nicht möglich sei.

Tab. III

Verschiedene Kriterien für die ophthalmoskopische Beurteilung des NAD (nach NIESEL, 1948)

Untersucher	diast. NAD	Methode	Eichkurve	Kriterium für d.diast.Druck
Abramowicz	45-55 mm Hg	Dyn.Bailliart	Bail.-Magit.	1.groß.Puls.
Bailliart-Magitot	3o-35 "	"	"	"
Baurmann	49,7 "	eigen	Tonometer	Kollapsperiod.
Bliedung	64-75 "	"	"	1.gr.Puls.
Claude-Lamach-Dubar	3o-35 g"	Dyn.Bailliart	Bail.-Mag.	"
Duverger,Barré	5o-6o mm Hg	"	Tonometer	1.Blutleere umgekehrtes Bild
Keil	3o-4o "	eigen	eigen	1.gr.Puls.
Kukan	39-46 "	"	"	"
Jensen	28-42 "	Dyn.Kukan	Tonometer	1.Kollapsperiod.
Rasvan	3o-35 "	Dyn.Bailliart	Bail.-Mag.	1.gr.Puls.
Rintelen	3o-35 "	"	Tonometer	Kollapsperiod.
Salvati	32-5o "	"	Bail.-Mag.	1.gr.Puls.
Samojloff	35 "	"	"	"
Serr	3o-35 "	"	Tonometer	Kollapsperiod.
Vita	3o-35 g	"	"	1.gr.Puls.
Suganuma	38,5 mm Hg	eigen	eigen	"
Sobanski	32-5o "	"	Bail.-Mag.	Kollapsperiod.
Niesel	33,56±12,61	Dyn.Müller et al	Müller et al	1.feine Puls.

Tab. IV

Beziehungen zwischen NAD und BrAD (nach STREIFF u. MONNIER 1946)

Untersucher	diast.NAD/ BrAD	systol.NAD/ BrAD
	in %	
Bailliart (1923, Mensch)	45	54
Duke-Elder (1926, Katze)	62	82
Sobanski (1936, Mensch)	66-71	62-76
Uyemura-Suganuma (1936, Mensch)	35-61	--
Streiff (1937, Mensch)	5o (± 1o g)	--
Lno u. Sh'en (1939, Mensch)	35-6o	5o-7o-9o
Monnier-Streiff (1942, Katze)	48-56	--

B. Eigene Untersuchungen

I. Problemstellung

Um eine weitere Fehlermöglichkeit der NAD-Messung auszuschalten, stellten wir uns die Aufgabe, das Federdruckdynamometer von H.K. MÜLLER et al. am lebenden menschlichen Auge exakt zu eichen, wie schon 1954 von STREIFF, GOLDMANN u. NORDMANN in Straßburg gefordert wurde. Wir wollten dabei besonders untersuchen, ob der Rigiditätskoeffizient des Auges auf die Eichung einen Einfluß hat.

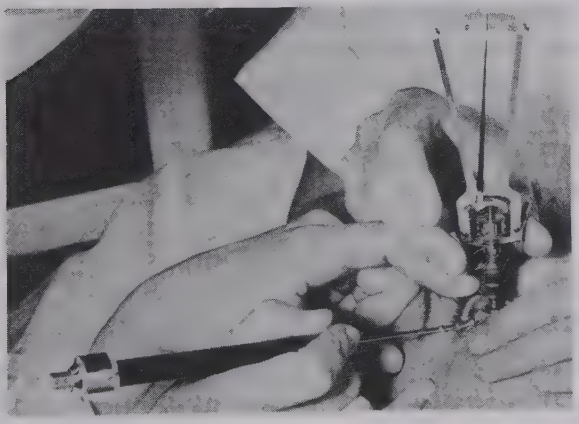


Bild 9: Eichung des MÜLLER-Dynamometer mit dem SCHIÖTZ-Tonometer

Die Umrechnung der dem diastolischen bzw. systolischen NAD entsprechenden Dynamometer-Druck-Werte in

mm Hg Augeninnendruck erfolgte bis jetzt auf verschiedene Weise:

1. Durch manometrische Untersuchungen am Katzenauge (BAILLIART u. MAGITOT, 1919).
   Diese Umrechnungstabelle wird von vielen Autoren auf Grund ihrer Gewinnung aus Tierexperimenten nicht für auf das menschliche Auge übertragbar gehalten (SEIDEL 1928, WEIGELIN u. FREUSBERG 195o).

2. Durch manometrische Untersuchungen an in situ gelassenen menschlichen Leichenaugen (KUKAN 1936, MÜLLER et al. 1937).
   An der Richtigkeit der in Deutschland am meisten angewandten Umrechnungstabellen von MÜLLER et al. (1937) tauchten in letzter Zeit immer wieder Zweifel auf. Schon GOLDMANN wies 1954b darauf hin, dass die Kurven wohl zu flach verlaufen. NIESEL u. LEONARDI (1955b) erhielten, ebenfalls mit Hilfe von manometrischen Untersuchungen am Leichenauge, eine Eichkurve, deren Tangens des Steigungswinkels in der ersten Kurvenhälfte 1,5 mal grösser ist als die Eichkurve von MÜLLER et al.

3. Durch Untersuchungen mit dem SCHIÖTZ-Tonometer am lebenden menschlichen Auge (BAILLIART 1917, UYEMURA-SUGANUMA 1936, HASEBE 1936, RINTELEN 1937, 1938 a/b, MIKUNI-YONEYAMA 196o) (Bild 1o).

Diese Eichmethode entspricht der unsrigen. Das von uns verwandte Applanationstonometer hat jedoch den Vorteil, dass die intraokulare Druckmessung nicht so sehr wie beim SCHIÖTZ-Tonometer durch den infolge

des Dynamometerdruckes entstehenden Hornhautastigmatismus beeinflusst wird. Ausserdem kommt es infolge des Fehlens einer zusätzlichen Druckerhöhung beim Meßvorgang nicht zu einer Verstärkung des durch den Druck bewirkten Massageeffektes. Auch kann der Rigiditätskoeffizient unberücksichtigt bleiben.

Ein weiterer Vorteil unseres Eichverfahrens liegt darin, dass Abweichungen des Rigiditätskoeffizienten nicht wie beim SCHIÖTZ-Tonometer die Ergebnisse verfälschen können.

Bei allen Eichmethoden ist bis jetzt noch nie der Einfluß des Rigiditätskoeffizienten auf die dynamometrischen Messungen untersucht worden. In letzter Zeit ist jedoch häufig auf diese mögliche Fehlerquelle hingewiesen worden (GOLDMANN 1954, 1956, REMKY 1951).

Die Bedeutung der Rigidität der Augenhüllen für tonometrische und tonographische Messungen ist schon lange bekannt.

Eine grosse Anzahl von Untersuchungen ergab, dass bei verschiedener Ausgangstension einer gleichen Volumenänderung eine unterschiedliche Druckänderung entspricht. FRIEDENWALD stellte folgende Formel auf:

$$K = \frac{\log Pt2 - \log Pt1}{Vol\ 2 - Vol\ 1}$$

K bezeichnete er als Rigiditätskoeffizienten und nahm an, dass es sich bei dieser Grösse um eine individualspezifische Konstante handele, deren

Grösse unabhängig von dem im Auge herrschenden Druck sei.

PERKINS u. GLOSTER (1957) wiesen jedoch darauf hin, dass es bei Druckänderung am enukleierten Kaninchenauge zu erheblicher Änderung des Rigiditätskoeffizienten komme. GLOSTER (1957) konnte dies am enukleierten, menschlichen Auge und DRAEGER (196o) am lebenden menschlichen Auge bestätigen. Bei steigendem intraokularen Druck kommt es dabei zu einer signifikanten Abnahme des Rigiditätskoeffizienten.

PRIESTLEY SMITH weist 1923 darauf hin, daß auch bei den Messungen des NAD die Eigenschaften der Bulbushüllen von Bedeutung seien; denn der Anstieg des intraokularen Druckes unter einem gegebenen Druck variiere mit dem Charakter der Augenhüllen: je weniger dehnbar das Gewebe, desto grösser der Anstieg des intraokularen Druckes.

GOLDMANN bestimmte schon 1956 einige NAD-Werte mit dem Applanationstonometer und einem geeichten MÜLLER-Dynamometer. Er fand bei 2 Untersuchten mit einem mittleren normalen Rigiditätskoeffizienten Werte, die 1 1/2 mal höher waren als nach der Tabelle von MÜLLER et al.; bei einem anderen Fall mit einem vom Mittelwert abweichenden (hohen) Rigiditätswert war die Abweichung von der MÜLLER-Eichkurve geringer.

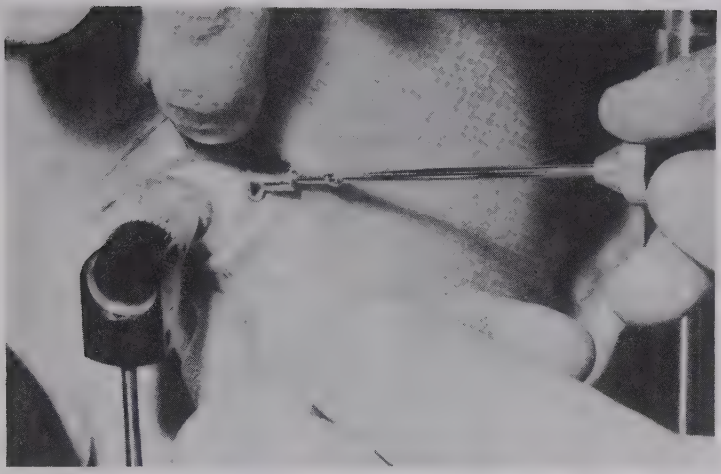


Bild 1o: Dynamometrie mit dem MÜLLER-Dynamometer bei gleichzeitiger i.o. Druckmessung mit dem Applanationstonometer

Aus dem Vorhergehenden ist zu ersehen, dass die Forderung nach neuen Eichtabellen für das MÜLLER-Dynamometer - gewonnen am lebenden menschlichen Auge unter Berücksichtigung des Rigiditätskoeffizienten - durchaus berechtigt ist.

Die Voraussetzung dafür wurde erst durch die Entwicklung des Applanationstonometer von GOLDMANN gegeben, mit dessen Hilfe es möglich ist, den fortlaufend erhöhten intraokularen Druck während der Dynamometrie unabhängig von Abweichungen des Rigiditätskoeffizienten zu bestimmen (Bild 1o).

Tab. V

Eichung des 1. MÜLLER-Dynamometers mit Apotheker-waage

Skalen-Teilstrich	Federspannung 1 Eichung in g	Differ.zur beil.Eichtab.	Federspannung 2 Eichung in g	Differ.zur beil.Eichtab.
2				
4				
6	12	- 1,o		
8	14,2	- o,7		
1o	16,7	- o,7	67,6	+ 1,3
12	19,2	- 1,2	69,7	+ o,9
14	21,5	- o,3	72,2	+ o,5
16	24,5	- o,7	74,8	- o,1
18	26,7	± o,3	77,1	- o,3
2o	29	± 0	79,5	- o,7
2	3o,8	± o,7	81,9	- 1,o
4	34	± 0	84,6	- 1,7
6	36,2	+ o,3	86,8	- 1,8
8	38,7	+ o,3	89	- 2,o
3o	4o,8	+ o,7	91,3	- 2,2
2	43	+ o,8	93,5	- 2,4
4	45,3	+ o,8	96	- 2,8
6	48	+ o,4	98,2	- 3,o
8	5o,1	+ o,6	1oo,6	- 3,3
4o	52,3	+ o,7	1o2,8	- 3,5
2	55	+ o,2	1o5,1	- 3,6
4	57,7	- o,3	1o7,5	- 3,5
6	6o	- o,4	1o9,8	- 3,3
8	62,3	- o,5	112,6	- 4,1
5o	64,2	- o,2	114,6	- 3,6
2	66,7	- o,5	118,5	- 5,5
4	69,8	- 1,4	119,7	- 4,7
6	72,7	- 1,1	122,4	- 5,4
8	74,2	- 1,4	124,8	- 6,3
6o	76,4	- 1,4	126,4	- 6,4
2	79	- 1,7	129,2	- 6,7
4	81	- 1,6	131,7	- 6,7
6	83,7	- 1,7	134,1	- 6,6
8	86	- 1,8	136,5	- 6,5
7o	88,5	- 2,o	138,2	- 6,2
2	91	- 2,3	141,8	- 6,8
4	93,2	- 2,3	143,6	- 6,6
6	95,7	- 2,6	146,2	- 7,2
8	97,7	- 2,4	148,2	- 6,2
8o	99,9	- 2,4	15o,7	- 5,7

Tab. VI

Eichung des 2. MÜLLER-Dynamometers mit Apothekerwaage

Skalen-Teilstrich	Federspannung 1 Eichung in g	Differ. zur beil.Eichtab.	Federspannung 2 Eichung in g	Differ.zur beil.Eichtab.
2				
4	1o,7	- 1,2		
6	13,2	- 1,2		
8	15,7	- 1,2		
1o	17,5	- o,5	66,5	- o,5
2	2o,5	- 1,1	69	- o,6
4	23	- 1,2	71,5	- o,7
6	25,5	- 1,3	73,6	- o,4
8	27,7	- 1,1	76,2	- o,6
2o	3o,5	- 1,5	79	- 1,o
2	32,5	- 1,1	81,5	- 1,1
4	35,7	- 1,9	84	- 1,2
6	36,7	- o,5	86	- o,8
8	4o,2	- 1,6	88,5	- o,9
3o	42,7	- 1,7	91	- 1,o
2	45	- 1,6	93,5	- 1,1
4	47,5	- 1,7	96	- 1,2
6	49,7	- 1,5	98,1	- 1,o
8	52,5	- 1,9	1o1,2	- 1,6
4o	54,5	- 1,5	1o3,5	- 1,5
2	56,7	- 1,3	1o5,5	- 1,1
4	59,5	- 1,7	1o8	- 1,2
6	61,7	- 1,5	11o,5	- 1,3
8	64,5	- 1,9	112,7	- 1,1
5o	66,7	- 1,7	115	- 1,o
2	68,7	- 1,7	117,7	- 1,3
4	71,7	- 2,3	12o	- 1,2
6	74,o	- 1,8	122,5	- 1,3
8	76,5	- 1,9	124,7	- 1,1
6o	79,2	- 2,2	126,7	- o,7
2	81	- 1,6	129,5	- 1,1
4	83,2	- 1,4	132	- 2,2
6	86	- 1,8	134,5	- 1,3
8	88,5	- 1,9	136,5	- 1,5
7o	9o,5	- 1,5	138,5	- o,5
2	92,7	- 1,3	141,5	- o,8
4	95	- 1,2	144	- 1,2
6	98	- 1,8	146,5	- 1,3
8	1oo,2	- 1,6	149	- 2,o
8o	1o3,2	- 2,2	151,5	- 1,5

II. Methodik

1. Dynamometrie

Uns kam es besonders darauf an, an möglichst vielen lebenden menschlichen Augen mit verschiedenem intraokularen Anfangsdruck nach vorheriger Rigidtätsbestimmung eine Eichtabelle für das Federdruckdynamometer von MÜLLER et al. unter gleichzeitiger direkter intraokularer Druckbestimmung mit dem Applanationstonometer durchzuführen.

a) Das Dynamometer von MÜLLER, BRÜNING u. SOHR

Mit Hilfe einer Apothekerwaage kontrollierten wir nach dem angegebenem Prinzip von MÜLLER die dem MÜLLER-Dynamometer beiliegende Eichtabelle für ein einige Jahre altes und ein neues Dynamometer.

Insbesondere bei den hohen g-Drucken des älteren Dynamometers (Tab. V) lässt sich eine grössere Abweichung von der Eichtabelle feststellen. Diese ist wohl auf ein Nachlassen der Federspannung zurückzuführen. Die anderen Unterschiede, sowohl beim neuen (Tab. VI) als auch beim alten Dynamometer, werden vermutlich durch Meßungenauigkeit hervorgerufen.

Das geeichte Dynamometer wurde bei unseren Messungen temporal in die Lidspalte gesetzt, möglichst zentripetal zum Mittelpunkt des Bulbus gerichtet und bei bestimmten g-Druck-Werten der intraokulare Druck am Applanationstonometer abgelesen. Um die obere Grenze des Meßbereiches des Applanationstonometers von 80 mm Hg auf

14o mm Hg heraufzusetzen, wurde ein Zusatzgewicht von 6 g verwandt, das während kurzer Unterbrechung des Meßvorganges und gleichzeitiger Umschaltung des Dynamometers auf die 2. Federspannung aufgesetzt wurde.

Bei diesem Meßvorgang wurde ausser auf die radiäre und horizontale Richtung des Dynamometers und auf die gleichmässige Druckerhöhung besonders darauf geachtet, dass das Applanationskölbchen keinem Druck, z.B. durch die Lider, ausgesetzt wurde. Zu diesem Zweck hielt der Untersucher, der mit einer Hand das Dynamometer bediente, mit der anderen Ober- und Unterlid auseinander, wobei vermieden wurde, nunmehr mit dem Finger den Bulbus zu komprimieren.

Das Dynamometer wurde mit entspannter Feder aufbewahrt und wie das Applanations- u. SCHIÖTZ-Tonometer mit Merfen-Lösung 1 : 100.000 desinfiziert.

b) Das Dynamometer von MIKUNI-YONEYAMA

Sodann benutzten wir das auf dem Prinzip des KUKAN'schen Ophthalmodynamometers beruhende Dynamometer von MIKUNI-YONEYAMA (196o) (Bild 11). Es besitzt zur Erzeugung des negativen Druckes eine spezielle Vakuumpumpe. Der aufgewandte Unterdruck wird an einem Hg-Manometer angezeigt, das Drucke bis zu 6oo mm Hg abzulesen gestattet. Von den Saugnäpfen, die in fünf verschiedenen Grössen (9, 1o, 11, 12 u. 13 mm Ø) hergestellt werden, bevorzugten wir den Saugnapf von 11 mm Ø. Er erzeugte im Vergleich zu den kleineren Saugnäpfen bei gleichem Unterdruck eine wesentlich grössere intraokulare Drucksteigerung und schien den

Patienten am wenigsten Beschwerden zu bereiten. Um keinen zusätzlichen Druck auf das Auge auszuüben, wurde der Saugnapf etwa 2 cm von der Öffnung entfernt mit den Fingerspitzen angefasst und lateral an den Bulbus gelegt.

Die methodischen Schwierigkeiten bei Anwendung des Dynamometers von MIKUNI-YONEYAMA sind folgende:

1) Die Eichung des Dynamometers am lebenden menschlichen Auge mit Hilfe des Applanationstonometers erfordert drei Personen: die erste applaniert, die zweite hält den Saugnapf und spreizt die Lider, die dritte bedient die Vakuumpumpe.

   Bei der eigentlichen Netzhautarteriendruckbestimmung sind jedoch nur zwei Untersucher nötig, da Ophthalmoskopie und Halten des Saugnapfes von einer Person durchgeführt werden können.

Bild 11: Dynamometrie mit dem MIKUNI-Dynamometer bei gleichzeitiger i.o. Druckmessung mit dem Applanationstonometer

2) Auch bei diesem Gerät besteht ausser dem Massageeffekt zu Beginn die Gefahr der Verkantung beim Ansetzen des Saugnapfes auf den Bulbus bei der geringsten Haltungsänderung des Untersuchers, so dass man zu falschen Ergebnissen des intraokularen Druckes kommen kann.

Bei einigen Augen kam es während unserer Eichuntersuchungen trotz Ansteigen des Unterdruckes zu einem Gleichbleiben oder sogar Sinken des intraokularen Druckes, auch bei Wiederholung der Messung am nächsten Tag. Unsere Erklärung dafür ist, dass eine Falte der Conjunctiva in den Saugnapf hineingezogen und dadurch die Sklera von der Erhöhung des Unterdruckes gar nicht berührt wird.

c) Bestimmung des Netzhautarteriendruckes

Eine weitere Aufgabe dieser Untersuchung bestand darin, den systolischen und diastolischen Blutdruck der Netzhautarterien bei einigen Patienten bei gleichzeitiger Messung des intraokularen Druckes mit Hilfe des Applanationstonometers zu bestimmen, und zwar a) mit dem Dynamometer von MÜLLER et al. und b) mit dem Dynamometer von MIKUNI-YONEYAMA (Bild 12 u. 13).

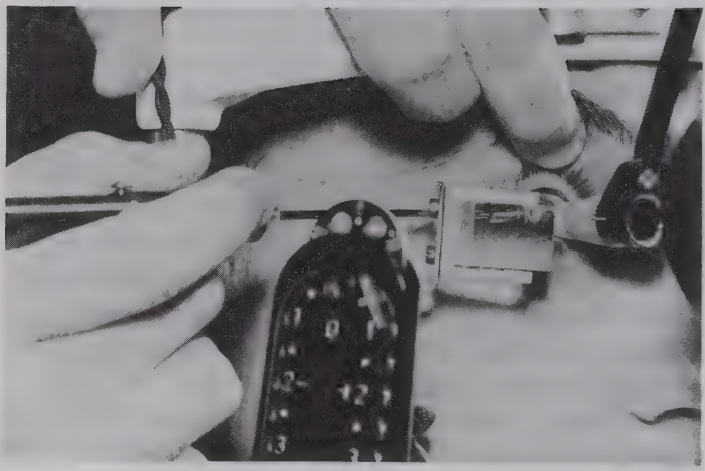


Bild 12: NAD-Bestimmung mit Prisma bei gleichzeitiger Messung des intraokularen Druckes mit dem Applanationstonometer (MÜLLER-Dynamometer)

Es ist leicht verständlich, dass bei gleichzeitiger Dynamometrie, Applanation und Ophthalmoskopie zunächst eine möglichst weite Pupille nötig ist. Um den neben dem Applanationskölbchen etwas beengten Einblick zu verbessern, bedienten wir uns eines zu diesem Zwecke angefertigten Prismas von 3o dptr, Basis aussen.

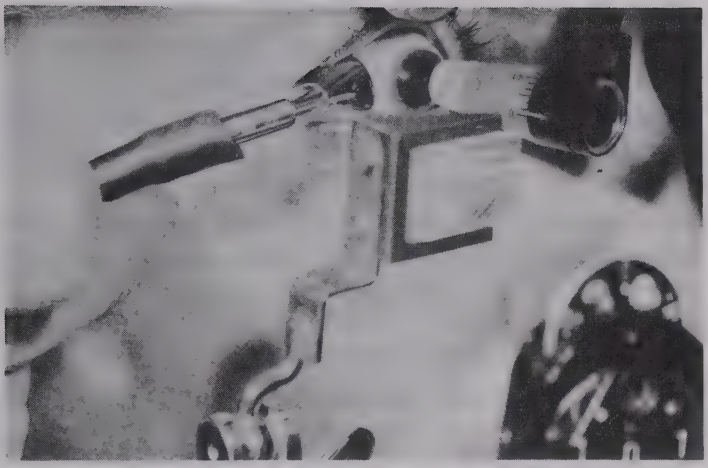


Bild 13: NAD-Bestimmung mit Prisma bei gleichzeitiger Messung des intraokularen Druckes mit dem Applanationstonometer (MIKUNI-Dynamometer)

Durch Befestigung dieses Prismas an einem Kugelgelenk konnte es leicht in die günstigste Stellung gebracht werden, so dass es uns bei ruhigen Patienten stets gelang, auf diese Weise den Blutdruck der Netzhautarterien auf der Papille zu bestimmen.

Die methodischen Schwierigkeiten bei diesem Meßverfahren waren beim MIKUNI-Dynamometer geringer als beim MÜLLER-Dynamometer, weil es dort möglich war, mit Hilfe des Saugkölbchens das Auge in die richtige Stellung zu bringen.

Bei einer auch für dieses Vorgehen noch zu engen Pupille führten wir die Bestimmung des NAD in 2 Untersuchungsgängen durch. Zunächst ermittelten wir den NAD in der allgemein üblichen Weise, dann wurde in einem 2. Untersuchungsgang der dem gemessenen g-Dynamometerdruck entsprechende intraokulare Druck am Applanationstonometer abgelesen.

Als diastolischer Blutdruck wurde der Wert angenommen, bei dem die ersten Gefäßpulsationen auftraten, als systolischer der völlige Kollaps der Gefässe.

Kurz vor oder nach dieser Untersuchung wurde am sitzenden Patienten der Oberarmblutdruck nach der Methode von RIVA-ROCCI bestimmt.

2. Bestimmung des Rigiditätskoeffizienten

Die einzelnen Bestimmungen des Rigiditätskoeffizienten wurden nach den Vorschlägen von GOLDMANN u. SCHMIDT (1957) vor jeder Dynamometrie durchgeführt.

Zur Oberflächenanaesthesie benutzten wir 1 Tropfen Novesin in o,4%iger Lösung, zum Anfärben der Hornhaut ein mit 5%iger Fluoresceinlösung getränktes Papierstreifchen. Zur Impressionstonometrie wurde ein standardisiertes SCHIÖTZ-Tonometer mit 1o g-Stempelgewicht verwendet, welches den Normen des amerikanischen Komitees zur Standardisierung entsprach.

Der Berechnung des Rigiditätskoeffizienten legten wir die für die Verwendung des Applanationstonometers abgewandelte FRIEDENWALD-Formel zugrunde:

$$K = \frac{\log Pt_{1o} - \log PAppl.}{Vol_{1o} - 0{,}45}$$

Aus Gründen der Vereinfachung wählten wir die graphische Bestimmung des Rigiditätskoeffizienten mittels eines fotomechanisch vergrösserten FRIEDENWALD-Nomogramms.

3. Auswertung

Das Hauptanliegen dieser Arbeit war, eine neue Eichtabelle für das Federdruckdynamometer von MÜLLER et al. unter Berücksichtigung des Rigiditätskoeffizienten aufzustellen. Dazu ordneten wie die im Verlaufe unserer Untersuchung gemachten Messungen in 15 Tabellen ein (Tab. VII).

intraokularer Anfangsdruck in mm Hg	9-12	13-18	19-24
Rigiditätsbereiche	0,0100-0,0150		
	0,0151-0,0180		
	0,0181-0,0210		
	0,0211-0,0250		
	0,0251-0,0350		

Tab. VII: Einordnung unserer Meßergebnisse entsprechend dem i.o. Anfangsdruck und der Rigidität

Unsere intraokulare Anfangsdruckbereiche hielten wir deshalb für günstig, weil sie normale (13-18), hypertone (19-24) und hypotone (9-12 mm Hg) Drucklagen umfassen.

Um den Einfluß des Rigiditätskoeffizienten auch wirklich beurteilen zu können, umschloß jede Rigiditäts-

gruppe einen möglichst kleinen Bereich.

Die Messung des intraokularen Druckes am Applanationstonometer erfolgte beim MÜLLER-Dynamometer bei den Stempeldrucken von 1o, 3o, 5o, 7o, 9o u. 11o g.

Bei der Überprüfung unserer Meßergebnisse fiel uns auf, dass die einzelnen Werte in jeder Rigiditätsgruppe stark variieren, so dass wir uns entschlossen, zunächst die Fehlerbreite unseres MÜLLER-Dynamometers zu bestimmen.

Dazu führten wir vergleichende Messungen an 4o Augen durch, und zwar, um möglichst übereinstimmende Voraussetzungen zu schaffen - nämlich geringe Differenz in dem intraokularen Ausgangsdruck und den Rigiditätskoeffizienten - am gleichen Auge dreimal an verschiedenen Tagen.

Weiterhin werteten wir unsere Ergebnisse dahin aus, dass wir die Rigiditäten unberücksichtigt liessen und die errechneten Mittelwerte der 3 intraokularen Druckbereiche mit der Eichtabelle von MÜLLER et al. verglichen.

Zur Ergänzung unserer Untersuchungen führten wir noch eine Anzahl von Messungen mit dem MIKUNI-Dynamometer durch, deren Auswertung ebenso vor sich ging wie diejenige mit dem MÜLLER-Dynamometer. Die Bestimmung des intraokularen Druckes erfolgte bei diesem Instrument bei 4o, 8o, 12o, 16o, 2oo, 24o, 28o u. 32o mm Hg.

4. Statistik

Zur Bestimmung der mittleren Meßgenauigkeit der MÜLLER- u. MIKUNI-Dynamometer wurde zunächst je Auge für die einzelnen Dynamometerdruckbereiche die Summe der 3 Meßwerte und die ihrer Quadrate gebildet. Das Quadrat der Summe der 3 Meßwerte wurde jeweils mit der Summe der Quadrate verglichen und aus ihrer Abweichung die mittlere quadratische Abweichung für jedes Auge berechnet.

Dabei wurde nach folgender Formel verfahren:

$$s^2 = \frac{1}{N-1} \left(x_i^2 - \frac{1}{N} (x_i)^2 \right)$$

Aus der Summe der mittleren quadratischen Abweichung aller Augen, dividiert durch die Anzahl der Messungen je Dynamometerdruckbereich, wurde die mittlere Meßgenauigkeit der Dynamometer für jede Dynamometergruppe bestimmt.

Die Streuung der mittleren Meßgenauigkeit der Dynamometer wurde in gleicher Weise ermittelt. An die Stelle der Summe der 3 Einzelwerte und derjenigen ihrer Quadrate tritt die Summe der mittleren Meßgenauigkeit und die ihrer Quadrate.

Ebenso wurde nach dieser Formel die Streuung für die Meßergebnisse der Dynamometer ohne Berücksichtigung des Rigiditätskoeffizienten berechnet, und zwar nur für den intraokularen Ausgangsdruckbereich von 13-18 mm Hg.

III. Ergebnisse

1.) Bestimmung der Fehlerbreite des MÜLLER-Dynamometers

Die Hauptaufgabe dieser Arbeit war, festzustellen, ob der individualspezifische Rigiditätskoeffizient auf das Messergebnis für den NAD, bestimmt mit dem Federdruckdynamometer von MÜLLER et al., einen Einfluss hat.

Bei Ordnung unserer Resultate nach intraokularen Anfangsdruck- und Rigiditätsbereichen fielen uns große Differenzen innerhalb jeder Gruppe auf, so dass wir uns entschlossen, die Fehlerbreite des MÜLLER-Dynamometers zu bestimmen.

Zu diesem Zweck führten wir mehrfach intraokulare Druckmessungen bei 10, 30, 50, 70, 90, 110 g-Stempeldruck an 41 Augen durch. Für die statistische Auswertung wäre eine größere Anzahl von Messungen an jedem einzelnen Auge vorteilhafter gewesen. Da das praktisch aber nicht durchführbar war, beschränkten wir uns darauf, an jedem Auge eine dreimalige Messung vorzunehmen.

Bei den untersuchten Augen handelt es sich um gesunde Augen ohne größere Refraktionsanomalien.

Die Auswertung unserer Messergebnisse ging, wie in dem Kapitel "Statistik" beschrieben, vor sich (Tab. VIII).

Stempeldruck d. Dynamom. in g	mittlerer Meßfehl. in mm Hg	Streuung der mittl. Meßfehler in mm Hg	Anzahl der Augen
10	± 3,6	± 2,2	41
30	± 3,1	± 1,9	41
50	± 4,4	± 2,5	41
70	± 4,7	± 4,7	41
90	± 5,4	± 3,1	41
110	± 6,8	± 6,2	41

Tab. VIII mittlerer Meßfehler und Streuung desselben für das MÜLLER-Dynamometer

Der mittlere Meßfehler sowie die Streuung desselben nimmt mit steigendem g-Dynamometerdruck zu, nämlich von ± 3,6 bis ± 6,8 mm Hg bzw. ± 2,2 bis ± 6,2 mm Hg. Das bedeutet, dass beim systolischen Netzhautarteriendruck die Fehlerbreite des Dynamometers größer ist als beim diastolischen.

2) Bestimmung der Fehlerbreite des MIKUNI-Dynamometers

Zur Ergänzung unserer Untersuchungen führten wir eine Bestimmung der Fehlerbreite für das MIKUNI-Dynamometer durch.

Ebenso wie mit dem MÜLLER-Dynamometer machten wir 3 Messungen je Auge an insgesamt 40 Augen.

Die Berechnung des mittleren Meßfehlers geschah wie bei dem MÜLLER-Dynamometer (Tab. IX).

Unterdruck des Dynamom. in mm Hg	mittl. Meßfehler in mm Hg	Streuung des mittl. Meßfehl. in mm Hg	Anzahl der Augen
40	± 2,9	± 1,7	39
80	± 2,9	± 1,8	40
120	± 3,4	± 1,9	40
160	± 3,9	± 2,2	40
200	± 4,4	± 2,7	38
240	± 4,8	± 2,8	37
280	± 6,0	± 3,5	34
320	± 6,8	± 3,9	31

Tab. IX mittlerer Meßfehler und Streuung desselben für das MIKUNI-Dynamometer

Aus Tab. IX ist ersichtlich, dass der mittlere Meßfehler und die Streuung desselben beim MIKUNI-Dynamometer mit steigendem Unterdruck zunimmt.

Ein Vergleich zwischen der Fehlerbreite des MÜLLER-Dynamometers und des MIKUNI-Dynamometers zeigt, dass sowohl der mittlere Meßfehler als auch die Streuung desselben bei beiden ungefähr gleich groß ist.

Die Annahme, dass sich die Fehlerbreite des MÜLLER-Dynamometers hauptsächlich auf seine schwierigere methodische Handhabung (radiäre Haltung) zurückführen lässt, hat sich damit nicht bestätigt.

3) Einfluss des Rigiditätskoeffizienten auf die Eichung des MÜLLER- und MIKUNI-Dynamometers am lebenden menschlichen Auge

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden an insgesamt 371 lebenden menschlichen Augen Rigiditätsbestimmung und nachfolgend dynamometrische Druckerhöhung durchgeführt.

Es handelt sich dabei einerseits um gesunde Augen ohne größere Refraktionsanomalien, andererseits im höheren intraokularen Anfangsdruckbereich um solche mit Glaucoma chronicum simplex.

Bei einem Stempeldruck von 10, 30, 50,70,90 und 110 g wurde der intraokulare Druck am Applanationstonometer abgelesen.

Als intraokularer Ansgangsdruck Po wurde der am Applanationstonometer vor Applikation des Dynamometers gemessene Wert benutzt.

Die Augen wurden je nach intraokularem Ausgangsdruck und je nach Rigiditätskoeffizient in 15 Gruppen eingeordnet, wie im Kapitel "Auswertung" beschrieben. Durch arithmetische Mitteilung der Rigiditätskoeffizienten und der den verschiedenen Dynamometerdrucken entsprechenden intraokularen Drucke erhielten wir folgende Tabellen (Tab. X a, b, c bzw. Kurve 3 a, b,c).

Tab. Xa) für den intraokularen Ausgangsdruckbereich 7 - 12 mm Hg, s. auch Kurve 1a

Anzahl d. Messungen	Rigidit. Koeffiz.	g- Stempeldruck 0	10	30	50	70	90	110
2	0,0138	11,0	19	32	44	61		
2	0,0160	11,0	25	42	58	73	82	95
14	0,0197	11,6	23,1	37,6	51	62,1	72	81,1
11	0,0232	11,0	22,6	37,8	50,5	63,4	74	85,4
13	0,0273	10,6	24,3	38,0	53,6	65,7	77,5	89,4

Tab. Xb) für den intraokularen Ausgangsdruckbereich 13 - 18 mm Hg, a. auch Kurve 1 b

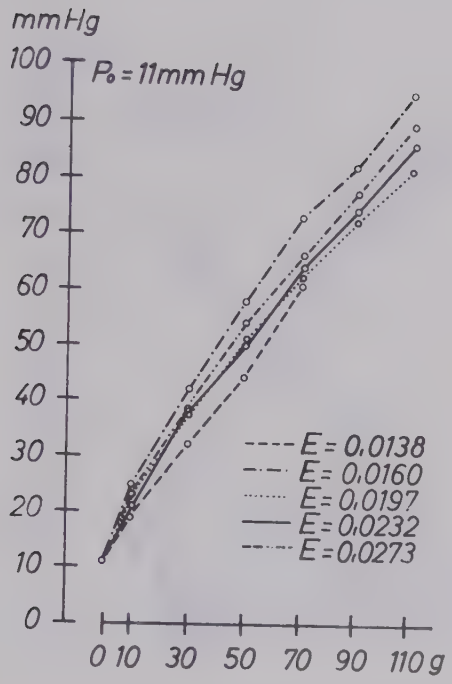
Anzahl d. Messungen	Rigidit. Koeffiz.	g-Stempeldruck 0	10	30	50	70	90	110
10	0,0143	15,9	28,1	42,8	55,4	69,0	78,1	90,5
22	0,0169	16	29,8	42,2	55,2	67,3	78,3	87,6
47	0,0198	15,8	27,9	42,4	56,1	66,4	77,6	89,6
51	0,0227	15,3	27,5	42,4	56,7	69,5	79,9	92,3
24	0,0280	14,7	27,1	42,3	55,0	67,0	78,9	91,4

Tab. Xc) für den intraokularen Ausgangsdruckbereich 19 - 24 mm Hg, s. auch Kurve 1 c

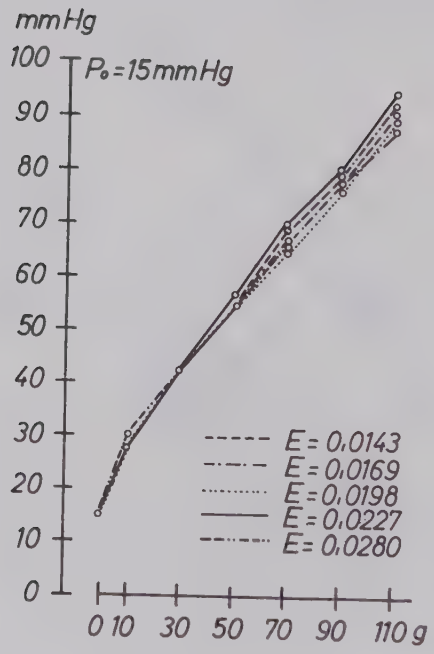
Anzahl d. Messungen	Rigidit. Koeffiz.	g-Stempeldruck 0	10	30	50	70	90	110
7	0,0137	21,4	30,7	42,4	53,8	64,4	72,1	82,7
12	0,0166	20,7	30,8	45,7	59,5	72,7	82,9	95,3
28	0,0197	20,9	33,9	48,1	60,8	72,6	84,8	97,1
32	0,0227	20,7	32,6	49,1	63,3	75,8	89,2	103,4
24	0,0267	21,1	31,9	47,6	64,8	76,6	88,3	102,3

Tab. X a, b, c : intraokularer Druckanstieg bei gleichmässig ansteigendem Dynamometerdruck bei verschiedenen Rigiditätskoeffizienten (MÜLLER-Dyn.)

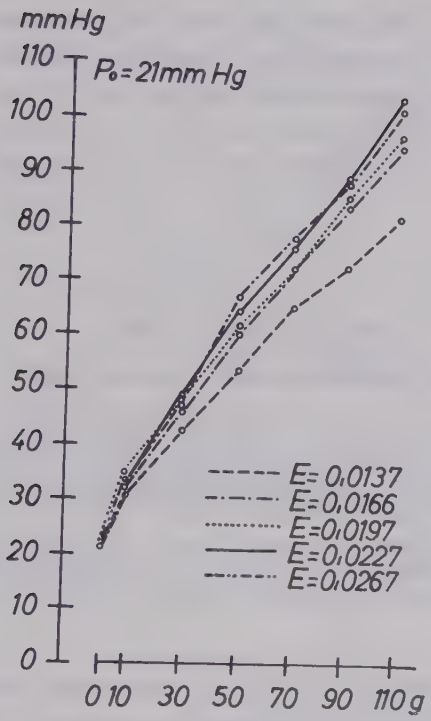
Zur besseren Übersicht haben wir die Ergebnisse in Kurven (1 a, b, c) graphisch aufgezeichnet.



Kurve 1a (und s.Tab. Xa): Intraokulare Druckerhöhung bei ansteigendem Dynamometerdruck bei verschiedenen Rigiditätskoeffizienten (i.o.Druckbereich 7-12 mm Hg, MÜLLER-Dynamometer)



Kurve 1b (und s.Tab.Xb): Intraokulare Druckerhöhung bei ansteigendem Dynamometerdruck bei verschiedenen Rigiditätskoeffizienten (i.o. Druckbereich 13-18 mm Hg, MÜLLER-Dynamometer).



Kurve 1c (und s.Tab. Xc): Intraokulare Druckerhöhung bei ansteigendem Dynamometerdruck bei verschiedenen Rigiditätskoeffizienten (i.o.Druckbereich 19-24 mm Hg, MÜLLER-Dynamometer)

Jede Kurvenlinie gibt bei gleichem Rigiditätskoeffizienten den intraokularen Druckanstieg bei ansteigendem Dynamometerdruck wieder.

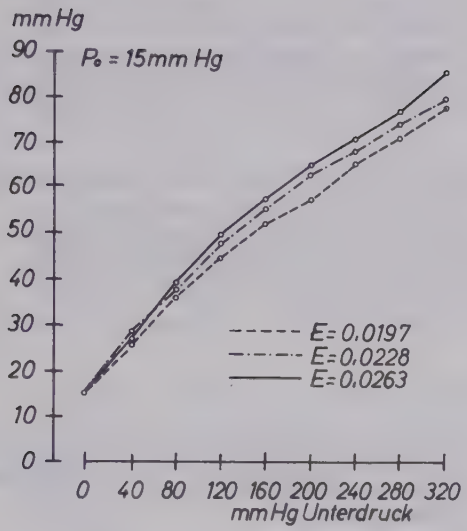
Aus Kurve 1 ist ersichtlich, dass bei gleichem Dynamometerdruck die intraokulare Tensionssteigerung bei höherem Rigiditätskoeffizienten größer ist als bei niedrigerem Rigiditätskoeffizienten. Dies gilt besonders für die Ausgangsdrucke von 19 - 24 mm Hg (Tab. XI).

Rigidit. Koeffiz.	Dynamometerdruck in g						
	0	10	30	50	70	90	110
0,0137	21,4	30,7	42,4	53,8	64,4	72,1	82,7
0,0267	21,1	31,9	47,6	64,8	76,6	88,3	102,3
Differ.:	- 0,3	+ 1,2	+ 5,2	+ 11,0	+ 12,2	+16,2	+ 19,6

Tab. XI: Zunahme des intraokularen Druckes bei hohem Rigiditätskoeffizienten. (MÜLLER-Dynamometer, intraokularer Druckbereich : 19 - 24 mm Hg)

In dieser Gruppe nimmt auch die Differenz zwischen niedriger Rigidität und höherer Rigidität bei steigendem g-Stempeldruck des Dynamometers zu (Tab. XI).

Auffallend ist, dass in der intraokularen Druckgruppe von 13 - 18 mm Hg, in der die größte Anzahl von Messungen vorliegen, bei hohem Rigiditätskoeffizienten die intraokulare Druckzunahme nicht so deutlich wird (Tab. XII).



Kurve 2 (s.auch Tab.XIII): Intraokulare Druckerhöhung bei ansteigendem Dynamometerdruck bei verschiedenen Rigiditätskoeffizienten (i.o. Druckbereich 13-18 mm Hg, MIKUNI-Dynamometer).

Bei einer Auswertung unserer Messergebnisse mit dem MIKUNI-Dynamometer unter Berücksichtigung des Rigiditätskoeffizenten für den intraokularen Ausgangsdruckbereich von 13 - 18 mm Hg erhielten wir gleichfalls eine Zunahme des intraokularen Druckes bei erhöhter Rigidität (Tab. XIII, Abb. 2).

Rigidit. Koeffiz.	0	10	Dynamometerdruck in g 30	50	70	90	110
0,0143	15,9	28,1	42,8	55,4	69,0	78,1	90,5
0,0280	14,7	27,1	42,3	55,0	67,0	78,9	91,4
Differ.:	-1,2	-1,0	-0,5	-0,4	-2,0	+0,7	+0,9

Tab. XII: Zunahme des intraokularen Druckes bei hohem Rigiditätskoeffizienten (MÜLLER-Dynamometer, intraokularer Druckbereich : 13 - 18 mm Hg)

Anz.d. Messng.	Rigid. Koeff.	0	40	80	120	160	200	240	280	320
6	0,0197	14,5	26,0	35,0	44,5	51,7	57,0	65,5	71,0	78,2
23	0,0228	15,5	28,3	37,4	47,1	54,6	62,2	67,9	73,2	79,5
6	0,0263	14,7	28,0	38,0	48,2	56,3	63,7	71,2	76,8	86,2
Diff.d.i.o.D.zw. niedr.u.hoher Rigid.		+0,2	+2,0	+3,0	+3,7	+4,6	+6,7	+5,7	+5,8	+8,0

Tab. XIII: intraokularer Druckanstieg bei gleichmässig ansteigendem Dynamometerdruck bei verschiedenen Rigiditätskoeffizienten für den intraokularen Druckbereich von 13 - 18 mm Hg (MIKUNI-Dynamometer) (s.auch Kurve 2)

4) Aufstellung einer Eichtabelle für das MÜLLER-Dynamometer bzw. das MIKUNI-Dynamometer und Vergleich mit der Eichtabelle von MÜLLER et al. (1932) bzw. von MIKUNI-YONEYAMA (1960).

a) für das MÜLLER-Dynamometer

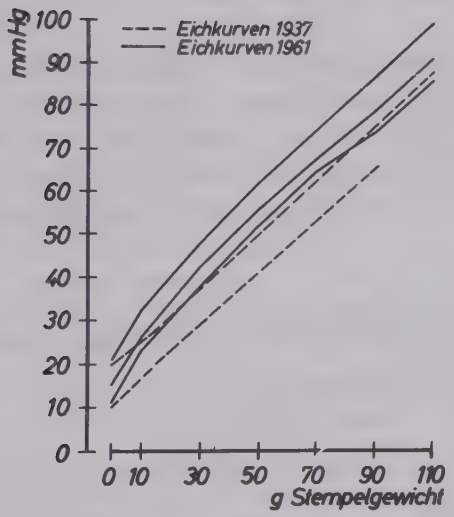
Ausserdem werteten wir unsere Messergebnisse ohne Berücksichtigung des Rigiditätskoeffizienten aus.

Von den 335 untersuchten Augen fielen 58 in den Anfangsdruckbereich von 7 - 12, 170 in den von 13 - 18 und 106 in den von 19 - 24 mm Hg.

Die errechneten Mittelwerte sind aus Tab. XIV ersichtlich.

g-Stempel druck	Augeninnendruck in mm Hg					
	1937	1961	1937	1961	1937	1961
0	11,0	11,0	15,0	15,0	21,0	21,0
10	17,8	23,3	21,3	27,8	26,5	32,5
30	30,8	38,0	33,4	42,5	37,4	48,2
50	42,4	52,0	45,5	56,0	50,3	62,0
70	54,6	64,6	57,9	67,8	62,8	74,3
90	67,0	73,7	70,2	78,7	75,0	86,6
110	79,5	86,2	82,2	91,3	87,6	98,9

Tab. XIV: Eichtabelle für das MÜLLER-Dynamometer, gewonnen am lebenden menschlichen Auge mit Hilfe des Applanationstonometers (1961), im Vergleich mit den entsprechenden Werten von MÜLLER et al. (1937). (s.auch Kurve 3)



Kurve 3 (s.auch Tab.XIV): Verlauf der von uns am lebenden Auge gewonnenen Eichkurven für das MÜLLER-Dynamometer im Vergleich mit den entsprechenden von MÜLLER et al.

Die Eichkurven für die Anfangsdrucke von 11, 15 und 21 mm Hg verlaufen parallel zueinander und nach oben leicht konvex.

Ein Vergleich zwischen den auf manometrischem Wege am menschlichen Leichenauge in situ gewonnenen Eichkurven von MÜLLER, BRÜNING und SOHR und unseren zeigt, dass sie im wesentlichen parallel verlaufen, die unseren aber höhere intraokulare Drucke aufweisen.

Als Ursachen für diese Unterschiede möchten wir annehmen, daß d. bei der Eichung am Leichenauge fehlende Gewebsturgor der Orbita, die fehlende Lidspannung sowie auch postmortale Änderungen des Rigiditätskoeffizienten zu einem geringeren intraokularen Druckanstieg bei gleich großer Kraftausübung führen könnten.

Dass diese Mittelwertskurven - besonders bei hohen NAD-Werten - nur einen groben Anhaltspunkt für jedes einzelne Auge sein können, ersieht man aus Tab. XV, in der die mittlere quadratische Abweichung für den Druckbereich von 13 - 18 mm Hg wiedergegeben ist.

Stempeldr. des Dynam. in g	0	10	30	50	70	90	110
Mittelwerte d. Eichung in mm Hg	15,0	27,8	42,5	56,0	67,8	78,7	91,3
mittl. quadr. Abweichungen	1,6	5,3	3,8	6,6	7,9	10,5	11,1
Zahl der untersuchten Augen	171	171	171	171	168	153	141

Tab. XV: mittlere quadratische Abweichung des MÜLLER-Dynamometers im intraokularen Druckbereich 13 - 18 mm Hg.

b) für das MIKUNI-Dynamometer

Die Messungen mit dem Unterdruck-Ophthalmodynamometer von MIKUNI-YONEYAMA führten wir an 116 lebenden menschlichen Augen durch, und zwar bei einem negativen Druck von 0, 40, 80, 120, 160, 200, 240, 280 und 320 mm Hg. Als Saugnapf bevorzugten wir den mit 11 mm Durchmesser.

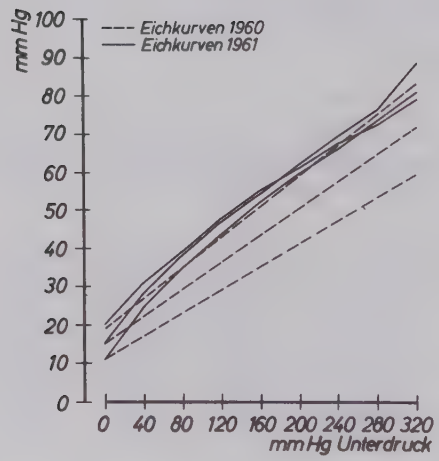
Die Mittelwerte für die Anfangsdruckbereiche von 7 - 12, 13 - 18 und 19 - 24 mm Hg sind in Tab. XVI wiedergegeben.

Unterdruck d.Dyn.i.mm Hg	Augeninnendruck in mm Hg					
	1960	1961	1960	1961	1960	1961
0	11,0	11,0	15,0	15,0	20,0	20,0
40	15,2	25,0	20,4	28,7	24,0	31,2
80	23,2	34,9	30,3	38,3	36,6	39,3
120	28,4	43,7	37,6	47,0	44,6	47,8
160	34,2	52,0	45,5	54,7	51,8	55,0
200	43,0	59,6	52,5	62,3	59,0	61,4
240	47,0	66,1	58,6	69,6	68,6	67,6
280	54,6	73,7	64,5	76,5	75,2	72,3
320	62,2	80,3	70,2	88,4	80,8	78,9

Tab. XVI: Eichtabelle für das MIKUNI-Dynamometer, gewonnen am lebenden menschlichen Auge mit Hilfe des Applanationstonometers, im Vergleich mit den entsprechenden Werten von MIKUNI-YONEYAMA (1960) (11 mm Saugn. Ø). (s.auch Kurve 4)

Die Eichkurven (Kurve 6) verlaufen im Anfangsbereich etwas steiler als die von MIKUNI-YONEYAMA mit dem Tonometer an lebenden menschlichen Augen gewonnenen.

Ausserdem sind sie nach oben leicht konvex und zueinander fast parallel, während die MIKUNI-YONEYAMA-Eichlinien einen linearen und fächerförmigen Verlauf zeigen; fächerförmig in dem Sinne, dass sie umso steiler sind, je höher der intraokulare Ausgangsdruck ist.



Kurve 4 (s.auch Tab.XVI): Verlauf der von uns am lebenden Auge gewonnenen Eichkurven für das Dynamometer von MIKUNI-YONEYAMA im Vergleich mit den entsprechenden von MIKUNI-YONEYAMA.

Der Grund für dieses Verhalten liegt möglicherweise in der Verwendung eines SCHIØTZ -Tonometers, das nicht den Normen des amerikanischen Komitees zur Standardisierung des Tonometers entspricht.

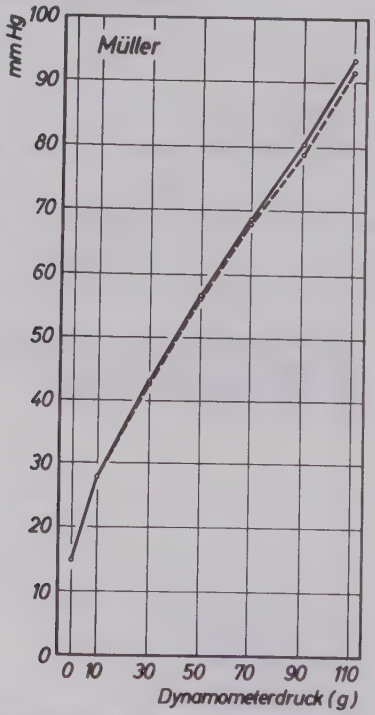
Dass diese Mittelwertskurven ebenfalls nur einen groben Anhaltspunkt für jedes individuelle Auge geben, wird aus Tab. XVII ersichtlich, in welcher für den häufigsten intraokularen Druckbereich von 13 - 18 mm Hg die mittlere quadratische Abweichung berechnet ist.

Unterdruck d. Dyn.in mm Hg.	0	40	80	120	160	200	240	280	320
Mittelwerte d. i.o.Druckes in mm Hg	15,5	28,7	38,3	47,0	54,7	62,3	69,6	76,5	88,9
mittlere quadr. Abweichungen	1,9	5,0	6,9	5,7	6,0	7,3	7,8	11,3	10,9
Zahl der untersuchten Augen	79	78	79	79	78	78	76	72	68

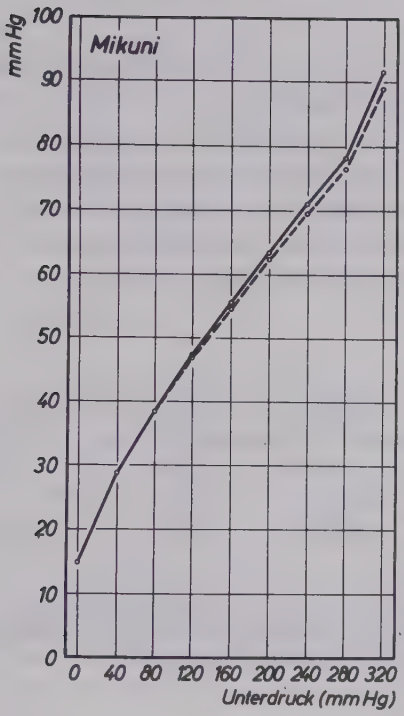
Tab. XVII: mittlere quadratische Abweichung des MIKUNI-Dynamometers im intraokularen Anfangsdruckbereich 13 - 18 mm Hg

5) Einfluss des durch den Druck des Dynamometers hervorgerufenen Massageeffektes auf die Messergebnisse.

Um den während des Messvorgangs durch die Druckerhöhung mit dem Dynamometer bewirkten Massageeffekt zu bestimmen, untersuchten wir für das MÜLLER- und MIKUNI-Dynamometer je 16 Augen. Aus dem Anfangsdruck, dem sofort nach beendeter Eichung gemessenen intraokularen Druck und der für die Eichung benötigten Gesamtzeit ergaben sich folgende Kurven.



Kurve 5: Einfluß des durch den Druck des MÜLLER-Dynamometers hervorgerufenen Massageeffektes auf die Meßergebnisse



Kurve 6: Einfluß des durch den Druck des MIKUNI-Dynamometers hervorgerufenen Massage-effektes auf die Meßergebnisse.

Die Kurven zeigen, dass der Massageeffekt, auch für die höheren Dynamometerdrucke, nur von geringer Bedeutung ist.

6) Einfluss der neuen Eichkurve für das MÜLLER-Dynamometer auf das von WEIGELIN aufgestellte Verhältnis zwischen Netzhautarteriendruck und Brachialisdruck.

Da unsere Eichkurven für das MÜLLER-Dynamometer für die entsprechenden Stempeldruckwerte etwas höher liegen als die von MÜLLER et al. (1937), müsste sich auch das Verhältnis von NAD/BrAD in den WEIGELIN'schen Formeln (WEIGELIN 1948, WEIGELIN und MÜLLER 1951) ändern, und zwar müssten sich höhere Werte ergeben (Tab. XVIII).

Verhältnis NAD/BrAD	diast.	systol.	mittl.
WEIGELIN	0,41	0,53	0,47
unsere Werte:	0,54	0,54	0,55

Tab. XVIII: Änderung des von WEIGELIN aufgestellten Verhältnisses zwischen NAD/BrAD auf Grund unserer Eichkurven.

Diskussion

Wir verwandten für unsere Messungen ausschließlich das Applanationstonometer von GOLDMANN, mit dem es möglich ist, eine Eichung des Ophthalmodynamometers am lebenden menschlichen Auge unter laufender Kontrolle des intraokularen Druckes durchzuführen. Dieses Gerät besitzt den Vorzug, dass Abweichungen des Rigiditätskoeffizienten von der Norm auf die Meßergebnisse keinen Einfluß haben. Auch kann mehrfach rasch hintereinander der intraokulare Druck bestimmt werden, ohne einen nennenswerten Massageeffekt zu bewirken.

Den fast parallelen Verlauf unserer Eichkurven zu den entsprechenden von MÜLLER et al. und unsere höheren intraokularen Druckwerte möchten wir darauf zurückführen, dass es bei Eichung am Leichenauge auf Grund des postmortalen Nachlassens des Gewebsturgors in der Orbita, der fehlenden Lidspannung und der Änderung des Rigiditätskoeffizienten zu einem geringeren intraokularen Druckanstieg bei gleichgroßer Kraftausübung kommen könnte.

Auch unsere mit dem MIKUNI-Dynamometer gewonnenen Eichkurven verlaufen für die drei gleichen Ausgangsdruckbereiche mit den MIKUNI-Eichkurven etwa parallel; die entsprechenden intraokularen Druckwerte liegen hier gleichfalls höher als die in der MIKUNI-Tabelle angegebenen. Wir möchten diesen Unterschied möglicherweise mit einer Verminderung des Massageeffektes bei unseren Untersuchungen durch schnellere Drucksteigerung mit dem Dynamometer erklären.

Dafür spricht besonders, dass diese Differenzen in den höheren Druckbereichen deutlicher werden. Ausserdem könnte die Verwendung eines nicht den Normen des amerikanischen Komitees zur Standardisierung der Tonometer entsprechendes SCHIØTZ-Tonometer eine mögliche Fehlerquelle darstellen.

Daraus möchten wir schließen, dass Änderungen des Gefäßbettes bei fortlaufender Eichung mit kurzer Untersuchungszeit keinen sehr großen Einfluß auf die Meßergebnisse haben.

Dass auch unsere Mittelwertskurven - besonders bei hohen Netzhautarteriendruckwerten - nur einen verhältnismässig groben Anhaltspunkt für das einzelne Auge bieten können, zeigt der relativ große mittlere Meßfehler für jeden einzelnen Punkt unserer Eichkurve (Tab. XV u. XVII).

Unsere Meßergebnisse bei Unterteilung in Rigiditätsgruppen weisen darauf hin, dass der Rigiditätskoeffizient bei der Netzhautarteriendruckmessung von Bedeutung sein kann, worauf auch schon GOLDMANN 1956 hinwies. Offenbar ist bei gleichem Dynamometerdruck die intraokulare Drucksteigerung bei jeweils höherem Rigiditätskoeffizienten etwas größer.

Um dem verhältnismässig großen mittleren Meßfehler sowohl für das MÜLLER- als auch für das MIKUNI-Dynamometer (Tab-VIII u. IX) und den auf Mittelwerten beruhenden Eichkurven aus dem Wege zu gehen, versuchten wir, eine Methode zur direkten Bestimmung

des Netzhautarteriendruckes zu entwickeln. Das wird möglich durch Verwendung des Applanationstonometers. Bei diesem Verfahren spielen die individuell verschiedenen Eigenschaften der Bulbushüllen, die bei der herkömmlichen Dynamometrie gegebenenfalls zu einer Verfälschung der Netzhautarteriendruckwerte führen könnten, keine Rolle mehr.

Wir gaben bei unseren Untersuchungen dem MIKUNI-Dynamometer den Vorzug, da durch Anlegen des Saugnapfes das Auge in die günstigste Stellung gebracht und fixiert werden kann. Ausserdem kommt es bei diesem Gerät nicht wie bei der Verwendung von Impressionsdynamometern bei hohen Dynamometerdrucken zu dem bei der Ophthalmoskopie störenden Hornhautstigmatismus.

Auch an einen Meßfehler durch Auftreten eines Hornhautastigmatismus bei höheren Dynamometerdrucken wäre zu denken (WEIGELIN u. FREUSBERG 1950).

Nach Abschluss unserer Arbeit erfuhren wir von später vorgenommenen Untersuchungen (BEDAVANIJA 1960), die sich ebenfalls mit der Eichung des MÜLLER-Dynamometers mit dem Applanationstonometer beschäftigten. Der Autor wandte dabei jedoch eine von uns abweichende Methodik an. Wir bestimmten den intraokularen Druck fortlaufend bei den Stempeldruckwerten von 0, 10, 30, 50, 70, 90 und 110 g-Stempeldruck; BEDAVANIJA hingegen führte während eines Untersuchungsganges nur jeweils an einem Meßpunkt

die Messung des intraokularen Druckes durch. Er glaubte damit, eine Änderung des Gefäßbettes zu vermeiden.

Seine Ergebnisse für den Ausgangsdruck von 15 mm Hg sind im Vergleich zu unseren und den von MÜLLER et al. in Tab. XXI aufgeführt.

g-Dynamom.-Druck	MÜLLER 1937	BEDAVAN. 1960	uns. Eichk. 1961
0	15,0	15,0	15,0
30	33,4	45,2	42,5
50	45,5	62,7	56,0
70	57,9	80,7	67,8
90	70,2	97,2	78,7
110	82,7	114,7	91,3

Tab. XIV : Vergleich zwischen der Eichkurve von MÜLLER et al., BEDAVANIJA und der von uns gewonnenen (Ausgangsdruck 15 mm Hg).

Diese Werte zeigen, dass unsere Kurven den von MÜLLER am Leichenauge gewonnenen fast parallel verlaufen, während die Werte von BEDAVANIJA besonders bei den höheren Stempeldrucken dazu divergieren.

Wir glauben, mit der direkten Bestimmung des Kollapsdruckes eine Methode gefunden zu haben, mit der es möglich ist, unabhängig von den auf Mittelwerten basierenden Eichtabellen, den diastolischen und systolischen Netzhautarteriendruck zu messen.

Zusammenfassung
==========

Es wird ein kurzer Überblick über physiologische Grundlagen und die praktische Bedeutung der Ophthalmodynamometrie, ihre verschiedenen Methoden und ihre Fehlerquellen gegeben.

Erst mit Hilfe des Applanationstonometers von GOLDMANN ist es möglich, eine Eichung des Ophthalmodynamometers ohne Verfälschung der Ergebnisse durch den Rigiditätskoeffizienten, den Hornhautastigmatismus und die Massagewirkung am l e b e n den menschlichen Auge unter laufender Kontrolle des intraokularen Druckes durchzuführen.

Wir benutzten für unsere Untersuchung das mit Impression arbeitende Dynamometer von MÜLLER et al. (1938) und das Dynamometer von MIKUNI u. YONEYAMA, (1960), das eine Druckerhöhung im Auge mit Hilfe von Unterdruck hervorruft.

Ein Vergleich zwischen der Fehlerbreite beider Dynamometer zeigt, dass wowohl der mittlere Meßfehler als auch die Streuung desselben bei beiden ungefähr gleich groß ist.

Bei Aufstellung einer Eichtabelle für das MÜLLER-Dynamometer, gewonnen an 335 lebenden menschlichen Augen, ergeben sich für die intraokularen Anfangsdrucke von 11, 15 und 21 mm Hg im Vergleich mit der Eichtabelle von MÜLLER et al. (1937) höhere Werte bei fast parellelem Kurvenverlauf.

Auch die neuen Eichkurven für das MIKUNI-Dynamometer, gewonnen an 116 Augen, weisen höhere Werte auf als die von MIKUNI u. YONEYAMA am lebenden menschlichen Auge mit Hilfe des SCHIØTZ-Tonometers erzielten.

Infolge unserer höheren Eichwerte für das MÜLLER-Dynamometer kommt es zu einem Anstieg des Quotienten zwischen NAD und BrAD in den auf der MÜLLER-Eichtabelle beruhenden WEIGELIN'schen Formeln (WEIGELIN 1948, WEIGELIN u. MÜLLER 1951), z.B. für den diastolischen Blutdruck von 0,41 auf 0,54.

Im Rahmen dieser Untersuchungen wurde weiterhin der Einfluß des Rigiditätskoeffizienten auf die Netzhautarteriendruckmessung untersucht. Dabei zeigt sich, dass in dem Anfangsdruckbereich von 19 - 24 mm Hg bei gleichem Dynamometerdruck der intraokulare Druckanstieg bei höherem Rigiditätskoeffizienten größer ist als bei niedrigerem; das gleiche gilt für das MIKUNI-Dynamometer im Anfangsdruckbereich von 13 - 18 mm Hg.

Um die Netzhautarteriendruckmessung noch exakter und ohne Eichtabellen durchführen zu können, wandten wir unsere Methode der Eichung der Dynamometer auch auf die Bestimmung des Blutdruckes in der Arteria centralis an. Bei beengtem Einblick neben dem Applanationskölbchen benutzten wir ein Prisma von 30 dpt, Basis unten.

Es ist jedoch auch möglich, die Messung des NAD in 2 Untersuchungsgängen vorzunehmen, nämlich zunächst die Bestimmung des NAD in der allgemein üblichen Weise. Dann wird in einem 2. Untersuchungsgang der dem in g-Stempeldruck oder Hg-Unterdruck entsprechende intraokulare Druck am Applanationstonometer abgelesen.

Literaturverzeichnis

BACHSTETZ, E. (1954) Dreißig Jahre Druckmessung in der Arteria centralis retinae. Klin.Med. 9, 153-162.

BAILLIART, P. (1917) La pression artérielle dans les branches de l'artêre centrale de la rétinae: nouvelle techniqu pour la déterminerer. Ann.oculist. 154, 648-666. ref.Iber.Ophthal. 45, 248.

(1923) La circulation rétinenne. Paris.

BAURMANN, M. (1927) Vergleichende Blutdruckmessungen an den Gefäßen des Auges. v.Graefes Arch.Ophthal. 118, 118-130.

(1930) Ein neues Dynamometer. v.Grafes Arch.Ophthal. 124, 693-704.

(1951) Ein verbessertes Dynamometer. Ber.dtsch.ophthal.Ges. 57, 330-333.

BEDAVANIJA, A. (1960) Dynamometrie: Eichkurve mit Hilfe der Applanationstonometrie Inaugural Dissertation, Bonn,

BLIEDUNG,C. (1924) Die Beziehungen zwischen allgemeinem Blutdruck, Blutdruck in den intraokularen Gefäßen und Augendruck.
Arch.Augenheilk.94, 198-257.

COCCIUS,E.A. (1853) Über die Anwendung des Augenspiegels nebst Angabe eines neuen Instrumentes.
Leipzig, I.MÜLLER.

DRAEGER,J. (1960) Die Abhängigkeit des Rigiditätskoeffizienten von der Höhe des intraokularen Druckes.
Ophthalmologica 140, 55-79.

DUKE-ELDER,W. (1926) The ocular circulation: Its normal pressure relationships and their physiological significance.
Brit.J.Ophthal.10, 513-572.

FANTA,H. (1956) Die klinische Bedeutung der Blutdruckmessung in der Arteria centralis retinae.
Wien.klin.Wschr.68, 684-686.

(1959) Die Blutdruckmessung am Auge.
Dtsch.med.J.9, 401-404.

FRIEDENWALD,J.S. (1934) Retinal vascular dynamics.
Amer.J.Ophthal.17, 387-395.

(1937) Contributions to the theory and practice of tonometry.
Amer.J.Ophthal.20, 985-1024.

(1954) Decennial report of the committee on standarizations of tonometers of the American Academy of Ophthal mology and Otolaryngology.

FREUSBERG,O.u. WEIGELIN,E. (1948) Über einige Fehlerquellen bei der Messung des diastolischen Netzhautarteriendruckes mach der Methode BAILLIART. Klin.Mbl.Augenheilk.113, 209-220.

GOLDMANN,H. (1954a) Ce que nous mesurons en dynamométrie. Docum.Ophthal.7-8, 66-77.

(1954b) Sur la concordance et la discordance du rapport de BAILLIART dans l'hypertension. Docum.Ophthal.7-8, 160-166.

(1956) Netzhautarteriendruckmessung: Round Table Gespräch. Docum.Ophthal.10, 264-350.

GOLDMANN,H.u. SCHMIDT,Th. (1957) Über Applanationstonometrie. Ophthalmologica 134, 221-242.

GRAEFE,v.,A. (1854) Notiz über die Pulsphänomene auf der Netzhaut. v.GRAEFES Arch.Opthal.1, 371-382.

KEIL,J. (1937) Ein neues Ophthalmodynamometer. Klin.Mbl.Augenheilk.99, 625-636.

KOCH,F. (1945) Ophthalmodynamometry. Arch.Ophthal.34, 234-247.

KUKAN,F. (1936) Ergebnisse der Blutdruckmessung mit einem neuen Ophthalmodynamometer.
Z.Augenheilk.90, 166-191.

LAUBER,H. (1936) Die Blutdruckmessung in den Netzhautgefäßen und ihre möglichen Fehlerquellen.
Ber.dtsch.ophthal.Ges.51,240-244.

LINKSZ,A. (1942) Improved model of the KUKAN ophthalmodynamometer.
Amer.J.Ophthal.25, 705-713.

LOBSTEIN,A.u. NORDMANN,J. (1959) Modern Ophthalmodynamometry.
Docum.Ophthal.13, 397-430.

LOBSTEIN,A., PHILIPPIDES,D.u. MONTRIEUL,B. (1953) La mesure des pressions artérielles rétinienne et intracarotidienne au cours de la ligature de la carotide.
Rev.oto-neuro-oftal.25, 216-226.

MAGITOT,A.P. (1922) How to know the blood pressure in the vessels of the retina.
Amer.J.Ophthal.5, 777-784.

MAGITOT,A.P.u. BAILLIART,P. (1919) Modifacations de la tension oculaire l'influence de pressions exercées sur le globe (Rechaerches experimentales).
Ann.oculist.156, 656-666.

MIKUNI,M.u. YONEYAMA.T. (1960) Über ein neues Ophthalmodynamometer.
Klin.Mbl.Augenheilk.136, 21-34.

MÜLLER,H.K. BRÜNING,A.u. SOHR,H. (1937) Die Eichung des Dynamometers von BAILLIART u.SOBANSKI am menschlichen Leichenauge. Acta Conc.Ophthal.15 (4),54-60.

(1938) Ein Dynamometer. Ber.dtsch.ophthal.Ges.52,434-438.

NIESEL,P. (1948) Der diastolische Netzhautarteriendruck beim Gesunden. Dissertation: Bonn

(1956) Netzhautarteriendruckmessung: Round Table Gespräch. Docum.Ophthal.10,264-350.

NIESEL,P.u. LEONARDI, E. (1955a) Vergleichende Netzhautarteriendruckmessungen mit dem Angiotonometer nach BAURMANN und dem Ophthalmodynamometer nach H.K. MÜLLER. Ophthalmologica 129,22-35.

(1955b) Vergleichende Eichversuche mit dem Angiotonometer nach BAURMANN und dem Ophthalmodynamometer nach H.K.MÜLLER. Ophthalmologica 130,295-311.

PERKINS,E.S.u. (1957a) Distensibility of the eye. Brit.J.Ophthal.41,93-102.

(1957b) FURTHER studies on the distensibility of the eye. Brit.J.Ophthal.41,475-486.

REMKY,H. (1950) Über die pharmakologische Beeinflussung der Netzhautgefäße vom Bindehautsack aus.
Ber.dtsch.ophthal.Ges.56,339-340.

(1951a) Über den Nachweis von Regulationsstörungen des Netzhautkreislaufes.
v.GRAEFES Arch.Ophthal.151,595-622.

(1951b) Regulationsstörungen des Netzhautkreislaufes bei Erkrankungen des Hirns, seiner Gefäße und Häute,sowie der Hirnnerven.
v.GRAEFES Arch.Ophthal.152,248-277.

(1951c) Bemerkungen zum Vorschlag einer Normung der dynamometrischen Untersuchungsmethodik und die Bewertung ihrer Ergebnisse von WEIGELIN u. FREUSBERG.
Ophthalmologica 122,18-30.

(1953/54) Netzhautkreislaufbefunde bei Migräne und verwandten Formen.
v.GRAEFES Arch.Ophthal.154,58-64.

RINTELEN,F. (1937) Über die diagnostische Bedeutung der Druckbestimmung in den Netzhautgefäßen.
Schweiz.med.Wschr.18,791-794.

(1938a) Zur diagnostischen Bedeutung der Dynamometrie.
Klin.Mbl.Augenheilk.100,496-471.

(1938b) Weitere Ergebnisse über die Blutdruckbestimmungen in den Netzhautgefäßen.
Klin.Mbl.Augenheilk.101,918-919.

SCHMIDT,Th. (1957) Der Differenzwert, ein Maß für die Augapfelrigidität.
Klin.Mbl.Augenheilk.131,196-202.

SEIDEL,E. (1924) Zur Blutzirkulation im Aderhautgefäßsystem.
Klin.Mbl.Augenheilk.72,760-761.

(1925) Prinzipielles zur Blutdruckmessung in den intraokularen Arterien.
Ber.dtsch.ophthal.Ges.45,537-552.
v.GRAEFES Arch.Ophthal.116,536-551 (1926)

(1928) Neuere Anschauungen über den intraokularen Flüssigkeitswechsel und die Entstehung des Augendruckes.
Klin.Mbl.Augenheilk.80,721-748.

SERR,H. (1927) Über den Blutdruck in den intraokularen Gefäßen.
Ber.dtsch.ophthal.Ges.46,21-29.

(1929) Kritisches und Experimentelles zur Theorie des Augendruckes und seine Beziehung zum intraokularen Blutdruck.
v.GRAEFES Arch.Ophthal.121,781-812

(1938) Über den jetzigen Stand der Blutdruckmessungen in den intraokularen Arterien.
v.GRAEFES Arch.Ophthal.138,893-908.

SOBANSKI,J. (1936) Ein Ophthalmodynamometer und seine Handhabung.
Klin.Mbl.Augenheilk.96,351-356.

SPINELLI,F. (1934) Angiotensiometro retinico SPINELLI.
Atti XXXII Congr.SOC.OFTALM.ital.
Roma.

STREIFF,E.B.u. BISCHLER,V. (1946) La précision de la méthode ophthalmodynamométrique.
Ophthalmologica 112,19-24.

STREIFF,E.B.u. MONNIER,M. (1946) Der retinale Blutdruck im gesunden und kranken Organismus.
Wien, Springer-Verlag.

TRIGT,VAN (1853) Der Augenspiegel, seine Anwendung und Modifikation, nebst Beiträgen zur Diagnostik innerer Augenkrankheiten.
LAHR,J.H. GEIGER.

UYEMURA,M.u. SUGANUMA,S. (1936) Über einen neuen Ophthalmodynamometer.
Klin.Mbl.Augenheilk.96,480-494.

WEIGELIN,E. (1948) Der normale Blutdruck in den Netzhautarterien.
Ber.dtsch.ophthal.Ges.54,50-55.

(1950a) Untersuchungen über die Blutdruckamplitude an der Zentralarterie. Ber.dtsch.ophthal.Ges.55,227-232.

(1950b) Funktionelle Dynamometrie. Ber.dtsch.ophthal.Ges.55,349-398.

(1954) Beurteilung des intrakraniellen Kreislaufs mit Hilfe der Netzhautarteriendruckmessung. Docum.ophthal.7-8,183-245.

(1956) Netzhautarteriendruckmessung.Round table Gespräch. Docum.ophthal.10,264-350.

(1957) Blutdruckmessung am Auge. Klin.Mbl.Augenheilk.130,145-154.

(1959) Die Dynamometrie - eine augenärztliche Methode zur Beurteilung des Gehirnkreislaufes. Wien. klin.Wschr.71,104-106.

WEIGELIN,E.u. FREUSBERG,O. (1950) Über die Maßeinheiten der Dynamometrie. Ophthalmologica 119, 191-214.

WEIGELIN,E.u. NIESEL,P. (1950) Der Netzhautarteriendruck bei Änderung der Körperlage. v.GRAEFES Arch.Ophthal.150,324-384

WEIGELIN,E.u. MÜLLER,H.K. (1951) Über die praktische Bedeutung der Blutdruckmessung an der Zentralarterie der Netzhaut. Docum.ophthal.5-6,357-402.

WEIGELIN,E. (1960) Dynamometrische Untersuchungen
NIESEL,P.u. über die Beziehung zwischen cere-
KONSTAS ,T. bralen Beschwerden und Gehirn-
kreislauf bei Hypertonikern.
v.GRAFES Arch.Ophthal.161,605-614.

WÜSTEN,H. (1949) Der systolische Blutdruck an der
Zentralarterie der Netzhaut.
Dissertation: Bonn.

Ich danke Herrn Prof.Dr. Sautter für die Überlassung des Themas und für die Erlaubnis zur Durchführung der Arbeit an der Universitäts-Augenklinik Hamburg-Eppendorf.

Herzlichen Dank sei Herrn Dr.Draeger gesagt, dass er stets bereit war, mit Rat und Tat zu helfen.

Lebenslauf

Am 22.7.1935 wurde ich als Tochter des Kaufmanns Willi Beisker und seiner Ehefrau Karla in Hamburg geboren.

Nach Besuch der Volks- und Mittelschule und einer einjährigen Handelsschule legte ich Ostern 1956 meine Reifeprüfung an der Abendoberschule Hamburg ab.

Im Sommer 1956 begann ich mit dem Medizinstudium. Nach einem Semester in Hamburg und vier Semestern in Göttingen bestand ich im Herbst 1958 die ärztliche Vorprüfung. Die folgenden klinischen Semester verbrachte ich in Hamburg, wo ich auch nach dem Wintersemester 1961/62 die ärztliche Prüfung ablegte.